

Aus dem Physiologischen Institut des Fachbereichs I
der Freien Universität Berlin

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. E. Zerbst

Motor-Unit-Potentiale des Musculus Biceps Brachii des Menschen im Rechts-Links-Vergleich

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Volker Lempe
aus Karlsbad

1903

Aus dem Physiologischen Institut des Fachbereichs I
der Freien Universität Berlin

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. E. Zerbst

Motor-Unit-Potentiale des Musculus Biceps Brachii
des Menschen im Rechts-Links-Vergleich

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Volker Lempe
aus Karlsbad

Referent: Dr. med. habil. Barbara Thiele

Korreferent: Prof. Dr. med. R. Stölzel

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 13.12.1983

Titel: Motor-Unit-Potentiale des musculus biceps brachii
des Menschen im Rechts-Links-Vergleich

1. Einleitung
 - 1.1. Funktionen und Aufbau des musculus biceps brachii
 - 1.2. Die motorische Einheit
 - 1.3. Die elektromyographische Untersuchung
 - 1.4. Das Motor-Unit-Potential
 - 1.4.1. Die Form des Motor-Unit-Potentials
 - 1.4.2. Die Dauer des Motor-Unit-Potentials
 - 1.4.3. Die Amplitude des Motor-Unit-Potentials
 - 1.5. Histologische und physiologische Unterschiede der Muskelfasern
 - 1.5.1. Histologische Unterschiede der Muskelfasern
 - 1.5.2. Physiologische Unterschiede der Muskelfasern
 - 1.6. Hypertrophie und Training der Muskulatur
 - 1.7. Muskelveränderungen in Abhängigkeit vom Lebensalter
 - 1.8. Geschlechtsunterschiede an der Muskulatur
 - 1.9. Die Händigkeit des Menschen
2. Methode
3. Ergebnisse
4. Diskussion
5. Zusammenfassung

1. Einleitung

Der primär symmetrische Körperbau des Menschen weist verschiedene Asymmetrien sekundärer Art auf, als deren typischstes Merkmal die Händigkeit gilt. Die Händigkeit ist dem Menschen angeboren. Bei der überwiegenden Mehrheit der Bevölkerung findet sich Rechtshändigkeit. Nach LUDWIG (1932) sind über 95 bis 96% aller Erwachsenen Rechtshänder. Die kulturelle Entwicklung hat die Rechtshändigkeit gefördert. Für den alltäglichen Gebrauch sind viele Werkzeuge und Maschinen speziell für den Rechtshänder konstruiert. Der Rechtshänder gebraucht seinen rechten Arm deutlich häufiger als seinen linken. Entsprechendes gilt für den Linkshänder nicht unbedingt. Die Bevorzugung einer Hand und eines Armes hat zu anatomisch-morphologischen Unterschieden in dem Knochenbau und der Muskulatur zwischen beiden Körperhälften geführt. Diese Veränderungen an der bevorzugten Körperseite können unter dem Begriff der Hypertrophie zusammengefaßt werden.

Die vorliegende Arbeit will der Frage nachgehen, ob sich am menschlichen Oberarm neben den bekannten anatomisch-morphologischen Unterschieden auch elektrophysiologische zwischen den beiden Körperhälften nachweisen lassen. Zu diesem Zweck wurden mittels elektromyographischer Untersuchungen die Motor-Unit-Potentiale des rechten und linken musculus biceps brachii abgeleitet und miteinander verglichen. Ergänzend wurden Untersuchungen über die Faserdichte beider Muskeln vorgenommen.

Für die wichtigsten und am häufigsten untersuchten Muskeln des Menschen legte BUCHTHAL (1958) Tabellen vor, in denen die von ihm festgestellten Normalwerte der Potentialdauer motorischer Einheiten in Abhängigkeit vom Lebensalter aufgeführt sind. Diese vorliegenden Werte dienen in der klinischen Diagnostik als Norm für die Beurteilung der elektromyographisch erhobenen

Meßwerte. In der Veröffentlichung von BUCHTHAL sind keine Angaben über die Zahl der abgeleiteten Potentiale, die Methode und die statistische Behandlung der Meßergebnisse enthalten. Auch ist bei den bilateral angelegten Muskeln nicht angegeben, welche Körperseite untersucht wurde.

Für die Beurteilung der Potentialamplitude legte BUCHTHAL (1959) ebenfalls für einige Muskeln Normalwerte fest, wobei auch hier die oben erwähnten Angaben fehlen.

Falls sich aufgrund der vorliegenden Untersuchung Unterschiede der Potentialparameter ergäben, so müßten diese dann auch bei der Angabe der Normalwerte mit berücksichtigt werden.

Zur genaueren Betrachtung des Problems muß zunächst auf die anatomisch-physiologischen Bedingungen und die elektromyographische Untersuchungstechnik eingegangen werden. Weiterhin sind die Einflüsse zu untersuchen, die Mehrbelastung und Training sowie Alter und Geschlecht auf die Muskulatur haben.

1.1. Funktion und Aufbau des musculus biceps brachii

Der musculus biceps brachii entspringt mit seinem langen Kopf über der Schultergelenkspfanne der scapula, mit seinem kurzen Kopf vom processus coracoideus der scapula und setzt mit einer kräftigen Endsehne am proximalen Ende des radius an. Er ist ein zweigelenkiger Muskel.

Er gilt als der stärkste Beuger im Ellbogengelenk. Außerdem ist er am gebeugten Arm der kräftigste Supinator der Hand. Der musculus biceps brachii wird von dem nervus musculocutaneus aus den Halssegmenten CV und CVI innerviert.

Nach EMG-Arbeiten von MONSTER et al. (1978) ist der musculus biceps brachii durchschnittlich aktiver als der musculus triceps, da der Biceps der Schwerkraft entgegenarbeiten muß.

Die quergestreifte Muskulatur des Menschen besteht aus langen zylindrischen Fasern, die ein Syncytium mit mehreren hundert Zellkernen bilden. Die Zellkerne liegen jeweils an der Zelloberfläche. Im Sarkoplasma der Zellen finden sich die parallel verlaufenden Myofibrillen, die die eigentlichen kontraktilen Eigenschaften besitzen.

Die einzelnen Fasern des Muskels laufen üblicherweise parallel zueinander und im musculus biceps brachii auch parallel zur Hautoberfläche. Wie FEINSTEIN et al. (1955) feststellten, durchzieht die einzelne Muskelfaser meist den ganzen Muskel. Für den menschlichen musculus brachioradialis wurden Faserlängen von 21 cm angegeben. Einige einzelne Fasern enden auch schon in der Mitte des Muskels oder spalten sich in ihrem Verlauf auf und durchziehen nicht den gesamten Muskel.

Es liegen unterschiedliche Untersuchungsergebnisse über die Durchmesser der einzelnen Muskelfasern vor. Diese Unterschiede sind unter anderem bedingt durch Unterschiede in der Untersuchungstechnik, dem Lebensalter des untersuchten Muskelgewebes und der Funktion des betreffenden Muskels. SISSON (1969) gab für die einzelne Biceps-Faser des Menschen einen durchschnittlichen Durchmesser von 30 bis 40 μ an, wobei untersuchungsbedingt die Werte bis zu 30% niedriger liegen können als im unfixierten Gewebe. FEINSTEIN et al. (1955) haben für den musculus brachioradialis an menschlichen Leichen einen Faserdurchmesser von $34,0 \pm 0,8 \mu$ (S.D. 3,2) errechnet. ERBSLÖH und ZIEGLER (1975) gaben in ihrer Arbeit einen Faserquerschnitt der Muskelfaser an von $1500 \mu m^2$ nach Einbetten des Gewebes in Methacrylat, BARIN-BAUM (1963) nach Celloidin-einbettung einen Faserquerschnitt von $1630 \mu m^2$. Der Letztere stellte einen Faserdurchmesser von 48,5 μ fest.

Verschiedene Autoren versuchten, die Gesamtfaseranzahl eines Biceps-Muskels zu bestimmen. BARIN-BAUM (1963) errechnete durchschnittlich 434 Fasern, NYGAARD et al. (1979) nach computertomographischen Messungen an Schwimmern für Männer 500 268, für Frauen 474 762 Fasern.

1.2. Die motorische Einheit

SHERRINGTON (1929) prägte als erster den Begriff der motorischen Einheit (im englischen Sprachraum "Motor-Unit"). Sie stellt die kleinste funktionelle Einheit des willkürlich aktivierten, quergestreiften Muskels dar.

Eine solche motorische Einheit besteht aus einer motorischen Vorderhornzelle im Rückenmark, ihrem im peripheren Nerven verlaufenden Neuriten und den von ihm innervierten Muskelfasern. Der Neurit verzweigt sich kurz vor oder auch erst in dem zugehörigen Muskel selbst, und jede Verzweigung endet an einer motorischen Endplatte, an der die elektrische Erregung vom Neuriten auf die Muskelfaser übertragen wird. Die Endplatten eines Muskels liegen nicht wahllos über ihn verteilt, sondern sind in bestimmten Zonen konzentriert. BUCHTHAL et al. (1955 B) beschrieben im proximalen Drittel des kurzen Biceps-Kopfes eine schmale Zone, in der sich 67% aller Endplatten befinden.

Innerhalb der motorischen Einheit kommt der Vorderhornzelle eine besondere Bedeutung zu. Sie hat auf die Muskelfaser einen formativen Einfluß, indem sie das anatomische und physiologische Verhalten der Muskelfaser bestimmt und verändern kann. Die entscheidende Rolle spielt dabei die Frequenz, mit der die Vorderhornzelle ihre Impulse an die Peripherie abgibt. In Tierversuchen haben BULLER et al. (1960), ROMANUL und van der MEULEN (1967) und SALMONS und SRETER (1976) den Einfluß der Vorderhornzelle auf die Muskelfaser untersucht. Wurden die Nerven von sich physiologisch unterschiedlich verhaltenden Muskeln durchtrennt und anschließend wieder gekreuzt vernäht, so zeigte sich eine Umwandlung der Muskelfaser in den jeweilig anderen Typus.

Der Anzahl der motorischen Einheiten eines bestimmten Muskels entspricht die Anzahl der großen α -Motoneurone des Vorder-

horns. Man bezeichnet die Zahl der von einer Vorderhornzelle von ihrem Neuriten versorgten Muskelfasern als Innervationsrate. Die Innervationsrate differiert sowohl im selben Muskel als auch zwischen den verschiedenen Muskeln. In der Regel haben Muskeln, die aufgrund ihrer Funktion feinere motorische Bewegungen ausführen und differenzierter arbeiten müssen, niedrigere Innervationsraten als Muskeln, die gröbere Funktionen haben. Für die äußeren Augenmuskeln berechnete TORRE (1953) fünf bis sieben Muskelfasern pro motorischer Einheit, für die großen Rumpfmuskeln wurden von FEINSTEIN et al. (1955) bis zu 2000 Fasern pro motorischer Einheit angegeben.

BUCHTHAL (1961) errechnete aus Daten, die CHRISTENSEN an Neugeborenen erhoben hatte, eine Innervationsrate für den musculus biceps brachii von 750 Muskelfasern pro motorische Einheit. Bei elektrophysiologischen Untersuchungen kamen STALBERG und GATH (1976) auf nur 225 Fasern pro motorischer Einheit. Diese Messungen wurden vermutlich bei schwacher Willküraktivität vorgenommen, wobei nur die kleineren motorischen Einheiten aktiviert werden. Von MILLER-LARSSON (1980) wurde für den Biceps aufgrund von mathematischen Modellen eine Innervationsrate von 300 Muskelfasern pro motorischer Einheit angegeben.

Es wird angenommen, daß die Fasern einer einzelnen motorischen Einheit im Muskelquerschnitt in einem etwa kreisförmigen Territorium (im englischen Sprachraum "motor-unit-territory") angeordnet sind. Der Durchmesser solcher Territorien variiert je nach Muskel. BUCHTHAL et al. (1959) gaben als Durchmesser eines solchen Territoriums einen Wert von 5 bis 7 mm an der oberen Extremität und von 7 bis 10 mm an der unteren Extremität des Menschen an. Der Durchmesser des Motor-Unit-Territory am musculus biceps brachii betrug $5,1 \pm 0,2$ mm (S.D. 2,4).

Der Abstand der einzelnen Fasern einer motorischen Einheit beträgt nach STALBERG (1974) etwa 100 bis 200 μ . Gelegentlich liegen jedoch auch zwei oder drei Fasern dichter beieinander.

Je nach Muskel und Lebensalter können die Fasern unterschiedlich weit auseinander liegen. STALBERG prägte den Begriff der Faserdichte eines Muskels, die definiert wird als die durchschnittliche Zahl der Muskelfasern einer motorischen Einheit, die innerhalb des Auffangradius einer ableitenden Mikroelektrode liegen. STALBERG und GATH (1976) gaben für den musculus biceps brachii eine Faserdichte von 1,37 an, in neueren Untersuchungen von GATH und STALBERG (1982) für diesen Muskel eine Faserdichte von 1,4.

Es bestand lange Unklarheit über die jeweilige Anordnung der einzelnen Muskelfasern innerhalb eines Motor-Unit-Territory. Das zunächst vorgeschlagene Konzept der gruppenförmigen Verteilung in sogenannte Sub-Units wurde aufgrund von neueren Untersuchungen verschiedener Autoren infrage gestellt. STALBERG et al. (1976) konnten bei Einzelfaseruntersuchungen mit der Multielektrode keine Gruppierung nachweisen. MILLER-LARSSON (1980) vermutete, daß die Fasern im Zentrum des Motor-Unit-Territory dichter gepackt sind als in der Peripherie. Von GATH und STALBERG (1982) wurde in Computer- und analytischen Modellen erneut die gleichförmige Verteilung der Fasern innerhalb des Territoriums angenommen. Innerhalb eines solchen kreisförmigen Areals vom Durchmesser von 5 bis 10 mm liegen die Fasern von etwa 15 bis 30 verschiedenen motorischen Einheiten vermischt.

1.3. Die elektromyographische Untersuchung

Allgemein werden elektromyographische Untersuchungen mit der konzentrischen Nadelelektrode extrazellulär vorgenommen. Durch den Einstich der Nadelelektrode in den Muskel kommt es zu einer kurzen Einstichaktivität, die nach den Untersuchungen von KUGELBERG und PETERSEN (1949) auf eine mechanische Erregung der Muskelfasern durch die Elektrode zurückzuführen ist.

Bei schwacher Willküraktivität lassen sich am quergestreiften Muskel mittels einer Elektrode Aktionspotentiale ableiten. Diese extrazelluläre Ableitung wird durch die stromleitenden Eigenschaften des die Muskeln umgebenden Gewebes und der interstitiellen Flüssigkeit ermöglicht. Man bezeichnet dieses Phänomen als Volumenleitung. Das von der Elektrode abgeleitete Potential wird über einen Verstärker auf einem Bildschirm abgebildet bzw. über einen Lautsprecher akustisch wiedergegeben. Am Bildschirm können dann Form, Dauer und Amplitude des Potentials abgebildet, beurteilt und vermessen werden.

Im praktisch-klinischen Bereich wird heute üblicherweise die elektromyographische Untersuchung mit einer konzentrischen Nadelelektrode vorgenommen, wie sie erstmalig von ADRIAN und BRONK im Jahre 1929 in deren Untersuchungen benutzt wurde. Eine solche konzentrische Nadelelektrode besteht aus einem Platindraht, der in einer Metallkanüle liegt und von ihr durch eine isolierende Schicht getrennt ist. Der Platindraht stellt die differente, die Kanüle die indifferente Elektrode dar. Der Auffangradius der konzentrischen Nadelelektrode für spike-förmige Anteile des Motor-Unit-Potentials wurde von THIELE und BÖHLE (1975) mit 0,7 mm angegeben.

Bei schwacher Willküraktivität leitet die konzentrische Nadelelektrode di-, tri- und polyphasische Summenpotentiale ab, das sind Potentiale, die die Grundlinie 2-, 3- und mehrmals durchlaufen.

Bleibt die Lage der Elektrode konstant, so haben diese Potentiale immer ein gleiches Aussehen. Sie stammen von den Fasern ein- und derselben aktivierten motorischen Einheit, die sich gerade in Elektrodennähe befindet. Es handelt sich dabei um ein Summenpotential, da mehrere Fasern der motorischen Einheit zu diesem Potential beitragen. Diese Summenpotentiale bezeichnet man als Motor-Unit-Potentiale. Ein typisches Motor-Unit-Potential beginnt mit einer positiven Phase (vereinbarungsgemäß geht ein positiver Ausschlag nach unten). Eine solche initiale Phase fehlt, wenn direkt über der motorischen Endplatte abgeleitet wird. Abbildung 1 zeigt ein typisches Summenpotential am rechten musculus biceps brachii des Menschen.

Die Motor-Unit-Potentiale verschiedener motorischer Einheiten unterscheiden sich in Form, Dauer und Amplitude.

In der klinischen Diagnostik werden diese Motor-Unit-Potentiale beurteilt und vermessen. Als weitere Kriterien für die Beurteilung von neurologischen und muskulären Erkrankungen dienen spontan auftretende Aktivität sowie bei maximaler Muskelkontraktion das Interferenzmuster.

In den letzten Jahrzehnten wurden neue Elektroden entwickelt, mit denen man auch die Aktionspotentiale einzelner Muskelfasern ableiten kann. Die sogenannte Einzelfaserelektromyographie (im englischen Sprachraum "single-fiber-EMG", "SFEMG") wurde im wesentlichen von EKSTEDT (1964), EKSTEDT und STALBERG (1973) und STALBERG und EKSTEDT (1973) entwickelt und in deren Arbeiten ausführlich beschrieben. Bei dieser Einzelfaserelektrode liegen am Rücken des Kanülenschafes zwei Elektroden, die gegeneinander isoliert sind. Die ableitende Oberfläche einer einzelnen Elektrode ist hier mit dem Durchmesser von jeweils 25μ möglichst niedrig gehalten. Zur Ableitung können eine oder auch zwei dieser seitlich angebrachten Elektroden als differente Elektrode dienen, der Kanülenschaf als indifferente Elektrode.

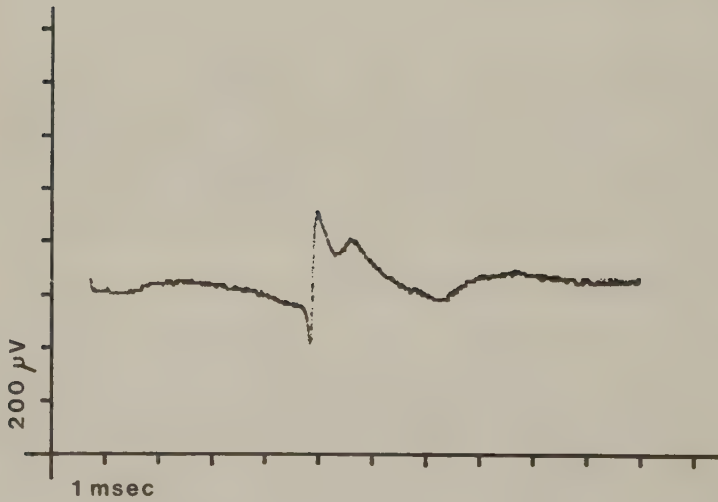


Abbildung 1: Typisches Motor-Unit-Potential des musculus biceps brachii.

Der Auffangradius einer solchen einzelnen Elektrode beträgt für ein halbkreisförmiges Areal etwa 200 μ . Wenn die Einzelfaserelektrode möglichst nahe an die aktivierte Faser herangebracht ist, so können damit Potentiale abgeleitet werden, die im Unterschied zu den Motor-Unit-Potentialen kürzer sind, eine schnellere Entstehungszeit (im englischen Sprachraum "rise-time") haben und eine höhere Amplitude besitzen. Mittels einer solchen Einzelfaserelektrode läßt sich die Faserdichte einzelner motorischer Einheiten bestimmen.

1.4. Das Motor-Unit-Potential

Wie oben schon erwähnt, unterscheiden sich die Motor-Unit-Potentiale verschiedener motorischer Einheiten in ihrer Form, ihrer Dauer und Amplitude.

1.4.1. Die Form des Motor-Unit-Potentials

Unterschiede in der Form werden jeweils bedingt durch die anatomische Verteilung und Ausbreitung der Muskelfasern der betreffenden motorischen Einheiten. In den Arbeiten von HAKANSSON (1956), KOSAROV und GYDIKOV (1975) und GYDIKOV et al. (1980) wurde der Einfluß untersucht, den die Elektrodenlage, deren Richtung zur Muskelfaser und das faserumgebende Gewebe auf die Form des Muskelaktionspotentials haben. Auch die physikalischen Eigenschaften der Elektrode und des die Muskelfaser umgebenden Gewebes beeinflussen die Potentialform.

1.4.2. Die Dauer des Motor-Unit-Potentials

Die Dauer des Motor-Unit-Potentials wird gemessen von der ersten Auslenkung aus der Grundlinie bis zur endgültigen Rückkehr des Ausschlags. Die Potentialdauer ist im Vergleich zur Amplitude relativ unabhängig von den physikalischen Ableitungsbedingungen. Sie hat daher für die Diagnostik von Nerven- und Muskelerkrankungen eine größere Bedeutung gewonnen. PETERSEN und KUGELBERG (1948) gaben für den menschlichen musculus biceps brachii einen Mittelwert der Potentialdauer von $7,56 \pm 0,14$ msec (S.D. 2,0) an. In neueren Untersuchungen mit der konzentrischen Nadelelektrode und durch Computer-Analyse wurde von WAGNER et al. (1979) ein Mittelwert der Potentialdauer für den Biceps von 9,9 msec (S.D. 1,4) für das durchschnittliche Lebensalter von 32 Jahren bestimmt.

Nach den heutigen Erkenntnissen unterliegt die Dauer des Motor-Unit-Potentials der Abhängigkeit von:

1. dem Lebensalter,
2. der Faserdicke,
3. der Faserlänge,
4. der Temperatur.

Im Folgenden wird darauf näher eingegangen.

Zu 1.:

Die Abhängigkeit der Potentialdauer vom Lebensalter der jeweiligen Untersuchungsperson ist schon länger bekannt. Von BUCHTHAL et al. (1954 B) wurde eine Zunahme der Potentialdauer mit steigendem Lebensalter beschrieben. 1958 veröffentlichte BUCHTHAL Tabellen, in denen Normalwerte der Potentialdauer für die verschiedenen Muskeln des Menschen aufgeführt wurden. Die Werte für den uns interessierenden musculus biceps brachii betragen:

(in msec)

10 Jahre:	9,1
20 Jahre:	10,0
25 Jahre:	10,3
30 Jahre:	10,6
35 Jahre:	10,9
40 Jahre:	11,1
45 Jahre:	11,2
50 Jahre:	11,4.

DOMINICUS (1977) beschrieb eine Zunahme der Potentialdauer vom 15. bis 40. Lebensjahr, nach dem 40. Lebensjahr war nur noch ein geringer, statistisch nicht signifikanter Anstieg zu beobachten.

Man erklärt sich die Zunahme der Potentialdauer während des Wachstums vor allem mit den Veränderungen des Verteilungsmusters der motorischen Endplatten im Muskel. Durch die unterschiedliche räumliche Verteilung der Endplatten über die einzelnen Fasern einer motorischen Einheit und die dadurch bedingten Zeitdifferenzen der Erregungsübertragung werden die Fasern nicht synchron erregt. Im wachsenden Muskel vergrößern sich die Abstände der einzelnen motorischen Endplatten, und es kommt zu zeitlichen Verzögerungen, die schließlich zu einer Zunahme der Dauer des Motor-Unit-Potentials führen. Nach Abschluß des Muskelwachstums kann dies jedoch nicht eine Erklärung für die weitere Zunahme der Potentialdauer sein. Hier werden Änderungen des Wassergehalts der Muskulatur im Laufe des Lebens vermutet. Während des Wachstums spielt sicher auch die Dickenzunahme der einzelnen Muskelfasern eine Rolle. Im höheren Alter finden sich auch an der Muskulatur atrophisierende Prozesse wie Faseruntergang oder Reinnervation, die zu einer Zunahme der Potentialdauer führen können. Von SACCO et al. (1962) wurde eine Zunahme der Potentialdauer auf eine steigende Faserdichte im alternden Muskel zurückgeführt, bedingt durch einen allgemeinen Flüssigkeitsverlust.

Zu 2.:

HODGKIN (1954) hat als erster beschrieben, daß die Leitungsgeschwindigkeit des Potentials mit dem Quadrat des Durchmessers der Faser wächst. Aus den Arbeiten von BUCHTHAL et al. (1955 A), HAKANSSON (1956) und STALBERG (1966) ist auf eine positive Korrelation zwischen dem Faserdurchmesser und der Ausbreitungsgeschwindigkeit des Aktionspotentials zu schließen. Je dicker die Muskelfaser, desto schneller wird das Potential weitergeleitet und damit die Dauer des Aktionspotentials der einzelnen Faser verkürzt. KATZ (1966) führte dies darauf zurück, daß der Längswiderstand der Faser umgekehrt proportional zum Quadrat des Faserradius ist. Je kleiner der Faserradius, desto höher ist der Längswiderstand.

Zu 3.:

In Untersuchungen von KOSAROV und GYDIKOV (1975) und GYDIKOV et al. (1980) wurde festgestellt, daß die Potentialdauer in einem vergleichsweise kurzen Muskel wie dem musculus abductor digiti V länger war als in einem langen Muskel wie dem musculus biceps brachii. Diese Unterschiede waren jedoch nur bei Untersuchungen mit Elektroden festzustellen, die wie die konzentrische Nadelelektrode eine relativ große ableitende Oberfläche haben.

Zu 4.:

BUCHTHAL et al (1954 B) wiesen auf die Abhängigkeit der Potentialdauer von der Muskeltemperatur hin und stellten fest, daß mit abnehmender Temperatur die Potentialdauer zunahm. STALBERG (1966) beschrieb in seiner Arbeit über die Leitungsgeschwindigkeit des Aktionspotentials eine Zunahme dieser Geschwindigkeit mit steigender Temperatur. Diese Zunahme kann dann zu einer Verkürzung der Potentialdauer beitragen.

1.4.3. Die Amplitude des Motor-Unit-Potentials

Die Amplitude eines Aktionspotentials wird definiert als die Differenz zwischen dem höchsten positiven und höchsten negativen Wert des Potentials.

Für den menschlichen musculus biceps brachii wurde bei Erwachsenen über 20 Jahren von BUCHTHAL et al. (1959) ein Durchschnittswert der Amplitude von $370 \mu V$ (S.D. 190) angegeben. Sie führten diese Messungen mit der Multielektrode durch. Von HAYWARD und WILLISON (1973) wurde unter der isometrischen Belastung von 2 kg für den Biceps eine mittlere Amplitude von $350 \mu V$ (S.D. 70) angegeben. Sie fanden keine nennenswerte Abhängigkeit der Werte vom Lebensalter der betreffenden Untersuchungspersonen. Ihre Messungen wurden mit der konzentrischen Nadelelektrode vorgenommen. Auch FUGLSANG-FREDERIKSEN und MANSSON (1975) führten Messungen mit der konzentrischen Nadelelektrode bei einer isometrischen Belastung von 2 kg und bei 30% der maximalen Kraftentwicklung am Biceps durch. Sie fanden Amplituden von $303 \mu V$ (S.D. 61) bzw. $529 \mu V$ (S.D. 75). Bei einer Belastung von 30% der maximalen Kraft konnten keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern und den verschiedenen Lebensaltern gefunden werden. WAGNER et al. (1979) gaben bei Messungen mit der konzentrischen Nadelelektrode für ein mittleres Lebensalter einen Wert von $205,9 \mu V$ (S.D. 80,5) für den Biceps an.

Nach den heutigen Erkenntnissen hängt die Amplitude von folgenden Faktoren ab:

1. Vom Eingangswiderstand der ableitenden Elektrode,
2. vom Abstand der Elektrode von den Fasern der erregten motorischen Einheit,
3. von der Faserdicke,
4. von der Temperatur,
5. vom Lebensalter.

Zu 1.:

BUCHTHAL et al. (1954 A) beobachteten, daß bei einer kleineren ableitenden Oberfläche die Amplitude des Potentials höher ist als bei einer größeren Oberfläche. Dies ist auf eine Zunahme des Elektrodenwiderstands bei abnehmender Oberfläche zurückzuführen.

Der Elektrodenwiderstand hängt außerdem von der Frequenz des Signals ab. Für höhere Frequenzbereiche ist der Widerstand geringer als für niedrigfrequente Bereiche.

Verunreinigungen der Elektrode tragen zu einer Widerstandserhöhung bei.

Zu 2.:

BUCHTHAL et al. (1957) untersuchten mit einer Multielektrode die Abhängigkeit der Amplitude vom Abstand der Elektrode von der aktiven Faser. Sie haben festgestellt, daß die Amplitude und ihre Anstiegsgeschwindigkeit mit zunehmender Entfernung von den Fasern rasch abnahmen. In einem Abstand von 0,38 mm der Elektrode war die Amplitude schon auf 1/10 ihrer ursprünglichen Größe abgesunken. KRNJEVIC und MILEDI (1958) kamen bei Messungen an Muskelfasern des Rattenzwerchfells zu ähnlichen Ergebnissen.

Von GATH und STALBERG (1977 und 1978) wurde nach Untersuchungen am menschlichen musculus biceps in situ mit der Multielektrode ein exponentialer Abfall der Amplitude mit zunehmender Entfernung der Elektrode beschrieben. Die Steilheit des Abfalls der Amplitude hing von dem Frequenzspektrum des Signals ab. Die hohen Frequenzanteile wurden schon bei geringerer Entfernung abgeschwächt, während die niedrigeren Frequenzen im umgebenden Gewebe besser fortgeleitet wurden. Der Abstand, in dem Frequenzen von 4000 bis 5000 c/sec auf ein Zehntel ihrer maximalen Amplitude reduziert wurden, war nur halb so lang wie der entsprechende Abstand für Frequenzen im Bereich von 250 bis 300 c/sec. Die Autoren stellten weiterhin fest, daß das umgebende Gewebe eine größere Anisotropie und

Inhomogenität hat als bisher in der ausführlichen Arbeit von ROSENFALK (1969) angenommen wurde. ROSENFALK (1969) hat ein physikalisch-mathematisches Modell für das Potentialfeld entwickelt und ist dabei zu dem Ergebnis gekommen, daß die hochfrequenten Anteile des Signals acht- bis zehnmal schneller absinken als die niedrigfrequenten Anteile. In den Arbeiten von OLSON et al. (1968) und Mc COMAS et al. (1971) wurde die Vermutung geäußert, daß die Amplitude auch von der Faserdichte abhängt. Hierbei ist zu bedenken, daß mit zunehmender Faserdichte der mittlere Abstand der Elektrode von den aktivierten Fasern geringer wird und somit die Amplitude des Motor-Unit-Potentials höher werden kann.

Zu 3.:

Am isolierten Froschmuskel ist von HAKANSSON (1956) beobachtet worden, daß die Aktionspotentiale von Fasern mit größerem Durchmesser eine höhere Amplitude besaßen als die der dünneren Fasern. Beim Menschen wurde dies von OLSON et al. (1968) und GATH und STALBERG (1975) bestätigt.

Zu 4.:

Der Einfluß der Temperatur des Muskels auf die Amplitude ist von BUCHTHAL et al. (1954 B) untersucht worden. Die Amplitude nahm mit sinkender Temperatur ab. Ein Potential mit einer Amplitude von $135 \mu\text{V}$ bei 30° bis 37° war bei 25° bis 30° auf $100 \mu\text{V}$ abgesunken.

Zu 5.:

Einige Autoren konnten eine Abhängigkeit der Amplitude vom Lebensalter feststellen. SACCO et al. (1962) beschrieben am menschlichen Biceps eine kontinuierliche Zunahme der Potentialamplitude mit steigendem Lebensalter. Dies wurde in Untersuchungen von HAYWARD (1977) bestätigt. In neueren Untersuchungen von STALBERG und FAWCETT (1982) mit der neuen

Technik der Macro-Elektromyographie wurde ebenfalls eine Zunahme der Amplitude bei zunehmendem Lebensalter beschrieben. Als Erklärung dafür können Veränderungen des Bindegewebes und des Flüssigkeitsgehaltes (und den damit verbundenen Veränderungen der Volumenleiteigenschaften) sowie Dichteveränderungen durch Faseruntergang dienen.

1.5. Histologische und physiologische Unterschiede der Muskelfasern

Die Fasern der quergestreiften Muskulatur unterscheiden sich in ihren histochemischen und physiologischen Eigenschaften. Je nach Untersuchungsmethode werden solche Unterschiede beschrieben und die verschiedenen Fasern in bestimmte Gruppen (oder Fasertypen) eingeteilt. Eine einheitliche Nomenklatur besteht nicht, zumal sich auch viele Untersuchungskriterien überschneiden.

Alle Fasern einer motorischen Einheit zeigen histochemisch und physiologisch dasselbe Verhalten. Fasern verschiedener motorischer Einheiten können sich jedoch in ihrem Verhalten untereinander unterscheiden. Große Muskeln sind aus unterschiedlichen Fasertypen zusammengesetzt.

1.5.1. Histologische Unterschiede der Muskelfasern

Bei den verschiedenen histochemischen Färbemethoden haben nach BROOKE und KAISER (1974) im wesentlichen drei verschiedene Enzymgruppen Bedeutung:

1. Oxydative Enzyme,
2. ATP-ase,
3. Enzyme der Glykolyse.

Mit der Routine-ATP-ase-Reaktion (bei pH 9,4) können beim Menschen zwei unterschiedliche Fasertypen differenziert werden. Die Fasern vom sogenannten Typ I färben sich in der ATP-ase-Reaktion schwächer, in der oxydativen jedoch stärker an als die Fasern vom Typ II. Innerhalb des Typs II differenzieren diese Autoren noch die Untergruppen A und B. Dies entspricht Ergebnissen von NACHMIAS und PADYKULA (1958), die ebenfalls drei Fasertypen beschrieben. Sie unterteilten die Fasern in den roten Typ I, die Energie der Faser wird aus überwiegend oxydativen Prozessen gewonnen, und den weißen Typ II, der seine Energie anaerob aus der Glykolyse gewinnt. Außerdem beschrieben sie einen nicht näher differenzierten Intermediär-typ.

Die verschiedenen Fasertypen sind in den meisten Muskeln des Menschen unterschiedlich verteilt. Das Faserverteilungsmuster am menschlichen Biceps brachii wurde von BROOKE und KAISER (1974) und SCHMALBRUCH und KAMIENIECKA (1974) untersucht. Sie gaben die drei Fasertypen I, II a und II b in nahezu gleicher Verteilung zu je einem Drittel an. Von JOHNSON et al. (1973), die die Typen II a und II b zu einem Fasertyp zusammenfaßten, wurden im menschlichen Biceps oberflächlich 57,7% Fasern vom Typ II gefunden und tiefer 49,5%. Von EDSTRÖM und NYSTRÖM (1969) wurde der musculus biceps brachii im Vergleich zu anderen Muskeln als ein Muskel mit relativ viel weißen Fasern (50 bis 60%) beschrieben. Außerdem konnten sie feststellen, daß die weißen Fasern einen größeren Querschnitt hatten als die roten, und die Muskelfasern bei Männern insgesamt etwas dicker waren als bei Frauen. Diese Ergebnisse wurden von SUCHENWIRTH und BUNDSCHU (1970) am musculus peroneus longus bestätigt. BROOKE und ENGEL (1969) beschrieben ebenfalls einen größeren Querschnitt der weißen Fasern bei Männern.

1.5.2. Physiologische Unterschiede der Muskelfasern

Unterschiedliches physiologisches Verhalten von Muskelfasern ist seit den Untersuchungen von RANVIER (1873) und DENNY-BROWN (1929) bekannt. Rote Fasern kontrahieren sich langsamer als weiße. Andere Autoren haben aufgezeigt, daß sich motorische Einheiten außerdem in ihrer Widerstandskraft gegen Ermüdung (im englischen Sprachraum "resistance to fatigue"), der Leitungsgeschwindigkeit ihres Axons und ihrer maximalen tetanischen Kontraktionsstärke unterscheiden können.

Mc COMAS und THOMAS (1968) und SICA und Mc COMAS (1971) beschrieben beim Menschen Fasern mit schnellen und langsamen Zuckungszeiten in den Grenzwerten von 35 bis 98 msec. BUCHTHAL und SCHMALBRUCH (1969 und 1970) haben übereinstimmend mit histochemischen Ergebnissen bei einem Drittel der menschlichen Bicepsfasern lange Kontraktionszeiten (über 60 msec) gefunden. Diese Fasern gehörten zum sogenannten roten Typ. Als Normalwerte für die Kontraktionszeiten des menschlichen Biceps wurden von diesen Autoren für Männer $51,4 \pm 1,1$ msec und für Frauen $56,2 \pm 2,2$ msec angegeben.

HOPF et al. (1974) beschrieben beim Menschen, daß die Bicepsfasern, die eine schnellere Leitungsgeschwindigkeit des Aktionspotentials hatten, auch schnellere Kontraktionen zeigten.

STALBERG (1966) hat die Leitungsgeschwindigkeit des Aktionspotentials verschiedener einzelner Muskelfasern untersucht und für den musculus biceps brachii einen durchschnittlichen Wert von $3,69 \pm 0,71$ m/sec angegeben. Von NISHIZONO et al. (1979) wurde nach Messungen mit der Oberflächenelektrode eine Leitungsgeschwindigkeit von $4,6 \pm 0,5$ m/sec angegeben.

BURKE et al. (1973 A und 1973 B) haben an Katzenmuskeln festgestellt, daß die Muskelfasern, die kurze Kontraktionszeiten hatten, relativ schnell ermüdeten, während die Fasern mit langen Kontraktionszeiten extrem widerstandsfähig gegen Ermüdung waren.

BULLER et al. (1960 B) ordneten die Motoneurone mit dünneren Axonen einem mehr tonischen Gebrauch zu. Die Motoneurone feuerten mit einer Impulsfrequenz von 10 bis 20/sec, während andere mit dickeren Axonen einem phasischen Gebrauch zugeordnet wurden und mit einer Frequenz von 30 bis 60/sec feuerten.

Zusammenfassend unterscheiden sich die zwei Fasertypen histochemisch und physiologisch folgendermaßen:

Typ-I-Fasern: Rot, tonisch, längere Kontraktionszeiten, ermüden erst spät, deren zugehörige Motoneurone haben langsamere axonale Leitgeschwindigkeit sowie eine Impulsfrequenz von 10 bis 30/sec.

Typ-II-Fasern: Weiß, phasisch, kurze Kontraktionszeiten, schnell ermüdend, deren zugehörige Motoneurone haben schnelle axonale Leitgeschwindigkeit sowie eine Impulsfrequenz von 30 bis 60/sec.

Die Erregung der einzelnen Motoneurone unterliegt bestimmten Ordnungsprinzipien. HENNEMANN und OLSON (1965) haben aus Untersuchungen am musculus gastrocnemius der Katze geschlossen, daß die Größe der Vorderhornzelle die physiologischen Eigenschaften des motorischen Axons und den dazugehörigen Muskelfasern bestimmt. Die zu den kleineren Vorderhornzellen gehörigen Muskelfasern arbeiten ökonomischer, ermüden nicht so leicht, haben eine längere Kontraktionszeit und nur eine geringe Kraftentfaltung. Diese Eigenschaften entsprechen den sogenannten roten Fasern. Bei schwacher Willküraktivität werden nun zunächst diese Fasern erregt. Erst bei Zunahme der Aktivierung springen die großen Vorderhornzellen an, senden Impulse mit höherer Frequenz aus und aktivieren die schnellen, phasischen Muskelfasern, die dann jedoch auch schneller ermüden als die tonischen. Dieses als Größenprinzip (im englischen Sprachraum "size principle") bezeichnete Verhalten der Rekrutierung der Motoneurone wurde von Mc PHERDAN et al. (1965), WUERKER et al. (1965), OLSON et al. (1968), MILNER-

BROWN et al. (1973), GYDIKOV und KOSAROV (1974) und FREUND et al. (1975) bestätigt.

BUCHTHAL und SCHMALBRUCH (1969) haben am menschlichen musculus biceps brachii beobachtet, daß die motorischen Einheiten, die bei Stimulation in der Endplattenzone zuerst ansprangen, längere Kontraktionszeiten hatten als die, die später ansprangen. In Untersuchungen von WARMOLTS und ENGEL (1973) wurde am menschlichen Muskel festgestellt, daß bei schwacher Willküraktivität die weißen Fasern noch gar nicht aktiviert wurden. Erst bei steigender Aktivierung sprangen diese Fasern mit einer Frequenz von 15/sec an.

PERSON (1974) hat am musculus rectus femoris des Menschen festgestellt, daß die Rekrutierungsordnung nicht unbedingt stabil bleibt, wenn der Muskel unterschiedliche Funktionen ausführen muß. Am musculus biceps brachii des Menschen haben TER HAAR ROMENY et al. (1982) beobachten können, daß einige motorische Einheiten nur für eine spezifische Funktion des Muskels (z.B. Supination oder Flexion im Ellbogen) rekrutiert wurden. Andere Motoneurone wiederum wurden bei kombinierten Funktionen (gleichzeitig Supination und Flexion) aktiviert. Die meisten motorischen Einheiten wurden jedoch rekrutiert, wenn die ausgeführte Kraft eine bestimmte Schwelle überschritt.

1.6. Hypertrophie und Training der Muskulatur

Die quergestreifte Muskulatur ist fähig, sich unterschiedlichen Belastungen anzupassen und sich entsprechend zu verändern. Erste Untersuchungen am trainierten Muskel des Hundes wurden von MORPURGO (1897) vorgenommen. Nachfolgende Untersucher haben auf eine Dickenzunahme der einzelnen Faser hingewiesen, hervorgerufen durch eine Zunahme des Zellplasmavolumens und durch eine Myofibrillenvermehrung.

Eine hohe Adaptationsfähigkeit der menschlichen Muskulatur an unterschiedliche Trainingsbedingungen wurde von SALTIN et al. (1976), HENRIKSSON und REITMAN (1976) und SALTIN et al. (1977) festgestellt. Am trainierten Muskel fanden sich metabolisch-histochemische sowie physiologische Veränderungen.

Neben einer Dickenzunahme der Muskelfaser unter Trainingsbedingungen wird in der Literatur auch eine numerische Zunahme diskutiert. GONYEA et al. (1977) und GONYEA (1980) haben eine Faservermehrung bei trainierten Katzen festgestellt. Die Muskelfasern hatten sich aufgespalten, zeigten jedoch insgesamt ein pathologisches Verhalten, so daß man heute davon ausgeht, daß es sich bei den Muskelveränderungen unter Trainingsbedingungen um eine echte Hypertrophie der einzelnen Muskelfaser und nicht um eine Hyperplasie handelt.

Verschiedene Autoren sind den Fragen nachgegangen, welche Fasertypen unter Trainingsbedingungen eher an Umfang zunehmen, ob es zu Veränderungen des Verteilungsmusters der Fasern kommt, und ob es Faserumwandlungen gibt. EDSTRÖM und EKBLOM (1972) haben bei Untersuchungen an Normalpersonen, Gewichthebern und Dauerläufern festgestellt, daß die weißen Muskelfasern des Vastus lateralis des musculus quadriceps femoris signifikant dicker waren bei den Gewichthebern als in den Vergleichsgruppen. Die roten Fasern waren in allen drei Gruppen gleich im Durchmesser. Zu ähnlichen Ergebnissen sind Untersuchungen von BROOKE und ENGEL (1969) an Müttern von körperbehinderten Kindern gekommen. Diese Mütter waren einer ständigen körperlichen Mehrbelastung ausgesetzt, und deren weiße Muskelfasern hatten einen größeren Durchmesser als die einer Kontrollgruppe. Von GOLLNICK et al. (1972) wurde an Sportlern unterschiedlicher Sparten eine Durchmesserzunahme aller Fasern festgestellt. Die Art des Trainings beeinflusste jedoch die relativen Größen der Fasertypen. So waren z.B. beim Gewichtheber die weißen Fasern deutlich größer als die roten

Fasern an Armen und Beinen, bei einem Schwimmer die roten Fasern der Arme um 24% dicker als die der Beine, während die weißen Fasern der Arme 5% dünner als die der Beine waren. Die Autoren schlossen aufgrund ihrer Untersuchungen eine Umwandlung der Fasern von einem Typ in den anderen nicht aus. Von BARNARD et al. (1970) wurden Faserumwandlungen bei Meerschweinchen unter Trainingsbedingungen beschrieben. Hier fand sich eine signifikante Vermehrung der roten Fasern. Solche Umwandlungen sind auch aus Tierexperimenten von GUTH und YELLIN (1971) bekannt. Gegen die Möglichkeit der Faserumwandlung sprechen Arbeiten von WALSH et al. (1978) an Katzen und von HOUSTON et al. (1979) an Sportlern, die unter je 14-tägigem An- und Abtrainieren keine Änderungen des Fasermusters aufwiesen. Möglicherweise war bei diesen Experimenten die Trainingszeit für solche Umwandlungen zu kurz. In einer Arbeit von GOLLNICK et al. (1973) wurde nach fünfmonatigem Training eine Querschnittszunahme der roten Fasern, jedoch keine Änderung des Verteilungsmusters beschrieben. Faserumwandlungen sind in der Wachstumsperiode bekannt. Darauf wird im folgenden Abschnitt mit eingegangen.

1.7. Muskelveränderungen in Abhängigkeit vom Lebensalter

Die Muskulatur unterliegt Veränderungen während des Lebens. Die Muskelkraft nimmt üblicherweise bis zur Mitte des Erwachsenenalters zu und danach kontinuierlich ab. Als histologisches Korrelat dieser Veränderungen finden sich Veränderungen der einzelnen Muskelfaser im Laufe des Lebens.

MOORE et al. (1971) beschrieben beim Menschen eine Zunahme der Muskelfaserdicke bis zur Neugeborenenperiode, ein nur

langsameres Dickenwachstum bis zur Pubertät, gefolgt von einem schnellen Wachstum, das linear etwa bis zum 40. Lebensjahr verläuft. Danach zeigte sich eine langsame Abnahme des Faserquerschnitts. Nach Beobachtungen von LARSSON (1978) am musculus quadriceps des Menschen scheinen sich besonders die weißen Fasern vom Typ II in ihrem Querschnitt zwischen dem 20. und dem 65. Lebensjahr zu verkleinern, während die roten Fasern keine signifikanten Veränderungen aufweisen.

Verschiedene Autoren sind der Frage der Entwicklungsgeschichte bzw. Differenzierung der roten und weißen Muskelfasern nachgegangen. FENICHEL (1966) ging aufgrund von Faseruntersuchungen am menschlichen Foeten davon aus, daß sich die beiden Fasertypen getrennt voneinander entwickeln. Andere Arbeiten wiederum sprechen dafür, daß sich die Fasern erst postnatal in die verschiedenen Typen differenzieren. GOLDSPIK (1962) untersuchte Muskelfasern von Mäusen in verschiedenen Altersstufen. Dabei stellte er fest, daß zu dem Zeitpunkt, wenn die Mäuse nicht mehr saugen und selbst auf Nahrungssuche gehen, die kleinen Fasern mit dem Durchmesser von $20\ \mu$ in große mit dem Durchmesser von $40\ \mu$ umgewandelt werden. Von BULLER et al. (1966 A) konnten solche Veränderungen bei der Katze im Alter von 6 Wochen festgestellt werden. Erst dann bildeten sich die schnellen Fasern aus. Von CLOSE (1964) wurden solche Umwandlungen bei der Ratte beschrieben.

Beim Menschen wurden Untersuchungen von GATEV et al. (1977) vorgenommen. Sie untersuchten Kontraktionskurven am menschlichen musculus triceps surae (langsamer Muskel) und musculus flexor carpi radialis (schneller Muskel) bei zwei-, sechswöchigen und dreijährigen Kindern. Die Kontraktionszeiten der Tricepsfasern waren in allen Gruppen länger als die der Flexorfasern, verlängerten sich in beiden Muskeln mit wachsendem Lebensalter. Besonders auffällig war die Zunahme der Kontraktionszeit der Tricepsfaser beim dreijährigen Kind

(nach dem Beginn des Laufens). Die Autoren nehmen an, daß die Differenzierung der Muskeln in langsame und schnelle gleich nach der Geburt beginnt.

Im höheren Alter zeigt die Muskulatur Atrophieerscheinungen. CAMPBELL et al. (1973) haben bei Personen zwischen dem 60. und 96. Lebensjahr einen Verlust von funktionstüchtigen motorischen Einheiten festgestellt. Die verbliebenen Einheiten waren oft vergrößert und hatten relativ lange Zuckungszeiten. STALBERG und THIELE (1975) beschrieben bei Untersuchungen am menschlichen musculus extensor digitorum communis mit der Einzelfaserelektrode eine kontinuierliche Zunahme der Faserdichte während des Lebens, die nach dem 70. Lebensjahr jedoch deutlich schneller abläuft.

1.8. Geschlechtsunterschiede in der Muskulatur

Die Muskelkraft und der Muskelumfang sind im allgemeinen bei Männern größer als bei Frauen. In Untersuchungen von KOMI et al. (1977) und KOMI und KARLSSON (1978) wurde auf eine genetische Festlegung der Faserverteilung geschlossen. Außerdem beschrieben sie, daß Männer relativ mehr langsame (rote) Fasern haben als Frauen. Dies entspricht Untersuchungsergebnissen von HEDBERG und JANSSON (1976). Ein relativ größerer Muskelfaserquerschnitt bei Männern wurde in den Arbeiten von BROOKE und ENGEL (1969), SUCHENWIRTH und BUNDSCHU (1970), ERBSLÖH und ZIEGLER (1975) und SALTIN et al. (1977) beschrieben. BARIN-BAUM (1963) hat ausführliche Messungen am Biceps

des Menschen vorgenommen. Er registrierte bei Männern einen mittleren Querschnitt von $1851 \mu\text{m}^2$, bei Frauen $1151 \mu\text{m}^2$. Die Männer hatten ein höheres Muskelgewicht des Biceps. MOORE et al. (1971) wiesen darauf hin, daß nach der Pubertät das Dickenwachstum der Muskelfasern des Biceps bei Männern stärker entwickelt ist als bei Frauen.

In EMG-Untersuchungen von BUCHTHAL et al. (1954 B) wurden keine Unterschiede in der Dauer und der Amplitude der Motor-Unit-Potentiale zwischen Männern und Frauen beschrieben. In EMG-Untersuchungen mit Oberflächen- und Nadelelektroden von VISSEER und de RIJKE (1974) wurde bei einer Muskelbelastung von 2 kg festgestellt, daß Frauen im Vergleich zu Männern eine höhere mittlere Amplitude im EMG aufweisen, um diese Kraft zu halten.

1.9. Die Händigkeit des Menschen

LUDWIG (1932) hat in seiner ausführlichen Arbeit über die Asymmetrien im Tierreich und beim Menschen auch die Asymmetrie der oberen Extremitäten des Menschen beschrieben. Die folgenden Feststellungen sind seiner Arbeit entnommen. In 75% der Fälle ist der rechte Arm länger als der linke, in der Regel ist er auch größer an Umfang und stärker an Kraft. Rechts- bzw. Linkshändigkeit und größere Kraft bzw. größere Länge des gleichseitigen Arms sind nicht stets miteinander gekoppelt. Unter der Rechts- bzw. Linkshändigkeit des Menschen wird eine angeborene Disposition verstanden, feinste koordinierte Bewegungen leichter, schneller und besser mit der rechten bzw.

mit der linken Hand auszuführen, eine Disposition, die zur Folge hat, daß im täglichen Leben die bevorzugte Hand intensiver als die andere benutzt wird.

Im statistischen Vergleich der unterschiedlichen Tätigkeiten vom rechten und linken Arm werden beim Rechtshänder rechts solche Tätigkeiten ausgeführt wie Schreiben, Zeichnen, Brotschneiden, Einfädeln, Ballwerfen und Applaudieren. Über die Tätigkeiten der linken Hand und des linken Armes werden in der Arbeit von LUDWIG keine Angaben gemacht. Nach eigener Einschätzung von unserer Seite werden mit der linken Hand und dem linken Arm vorzugsweise Tätigkeiten wie Tragen und Halten (isometrische Kraftentwicklung) ausgeübt.

2. Methode

Die vorliegende Arbeit beruht auf den Ergebnissen von zwei Untersuchungsreihen.

Zunächst wird die erste Untersuchung, nämlich Bestimmung der Parameter der Motor-Unit-Potentiale beschrieben. Die zweite Untersuchung, die Bestimmung der Faserdichte, kann dann verkürzt beschrieben werden, da die Versuchsanordnung in beiden Untersuchungen in vielen Bereichen gleich blieb.

Die erste Untersuchung wurde an 20 neurologisch und internistisch gesunden Personen im Alter von 28 bis 47 Jahren vorgenommen. Es handelte sich dabei um 19 eindeutige Rechtshänder, eine Versuchsperson (Versuchsperson 18) bezeichnete sich selbst als Linkshänder, machte jedoch mit der rechten Hand vorwiegend feinmotorische Tätigkeiten wie Schreiben oder Zeichnen. Von den 20 untersuchten Personen waren 6 Frauen im Alter von 28 bis 38 Jahren, 14 Männer im Alter von 29 bis 47 Jahren.

Zunächst wurde der Oberarmumfang in der Mitte des musculus biceps brachii an beiden Armen sowohl bei herabhängendem Arm als auch bei maximaler Anspannung gemessen. Der Proband nahm dann in bequemer Haltung auf einem Stuhl Platz und legte den Unterarm auf eine Unterarmstütze auf. Das Handgelenk des untersuchten Armes wurde mit einer Gummimanschette an der Unterlage locker fixiert und mit einer Erdelektrode versehen. Das Ellbogengelenk war während der Untersuchung um ca. 60° gebeugt. Nach Reinigung der Haut wurde mit einer Nadelelektrode senkrecht zum Faserverlauf in der Mitte des musculus biceps brachii in den Muskelbauch eingestochen. Jetzt wurde der Proband aufgefordert, nur eine leichte Willküraktivität zu erzeugen, indem er eine leichte Supinationsbewegung der Hand des untersuchten Armes gegen die Gummimanschette ausführte.

Dadurch wurde einerseits die Ableitung aus dem benachbarten musculus brachialis verhindert, andererseits hatte sich gezeigt, daß einzelne Motor-Unit-Potentiale am Biceps bei Supination weitaus leichter und besser zu isolieren waren als bei einer Beugung im Ellbogengelenk. Die Versuchsperson sollte nun eine solche Muskelanspannung solange anhalten, bis ein Motor-Unit-Potential sich eindeutig genug am Bildschirm darstellen und abmessen ließ.

Die Aktionspotentiale wurden mittels einer klinisch häufig genutzten konzentrischen Nadelelektrode vom Typ DISA 13 L 50 abgeleitet. Die ableitende Oberfläche beträgt bei dieser Elektrode $0,07 \text{ mm}^2$. Darstellung und Abmessung der Potentiale erfolgten auf einem EMG-Gerät DISA 1500 Digital-EMG-System (mit Vorverstärker vom Typ 15 C 01). Die Frequenzgrenzen lagen bei 100 Hz bis 10 kHz, die Vorverstärkung betrug $100 \mu\text{V}$ pro Einheit. Die Potentiale wurden auf einem Bildschirm dargestellt und intern getriggert sowie über eine Verzögerungsleitung abgebildet. Die Potentialdauer wurde direkt durch einstellbare Markierungsabstände vom Gerät selbst gemessen und angezeigt, die Amplitude wurde von der Bildschirmskala vom Untersucher abgelesen.

An jedem Arm wurden vom Untersucher 20 verschiedene Potentiale, die sich in Form und Abmessung jeweils unterschieden, aufgesucht und abgemessen. Es wurde darauf geachtet, durch seitliches Verschieben oder vorsichtiges Vor- und Zurückschieben der Nadelelektrode eine optimale Darstellung eines Motor-Unit-Potentials mit maximaler Amplitude zu erreichen. Nach der Abmessung von 20 verschiedenen Potentialen wurden unter gleichen Bedingungen jeweils 20 Potentiale am kontralateralen Biceps abgeleitet. Während der Untersuchungen wurden die Abmessungen protokolliert.

Zur statistischen Auswertung der Meßergebnisse wurde der Wilcoxon-Test für Paardifferenzen angewandt. Die Rechnung erfolgte am Rechner der Firma Wang vom Typ 720 C im Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin.

Die zweite Untersuchung wurde an 10 Versuchspersonen (3 Frauen, 7 Männer) im Alter von 31 bis 47 Jahren vorgenommen. Alle Versuchspersonen waren neurologisch und internistisch gesund und eindeutig Rechtshänder. Lagerung, Aktivierung und Einstichort der Elektrode entsprachen der ersten Untersuchung. Die Ableitung erfolgte mit einer Einzelfaserelektrode, deren Stahlkanüle einen Durchmesser von 0,6 mm hatte. Als differente Elektrode diente eine in den Schaft eingelassene Elektrode mit dem Durchmesser von 25 μ , als indifferente Elektrode diente die Stahlkanüle. Zur Darstellung der Potentiale wurde das obige EMG-Gerät verwandt. Die Filtergrenzen lagen hier bei 200 Hz bis 30 kHz.

Die Elektrode wurde so nahe wie möglich an die einzelne aktivierte Faser gebracht. Zur Abmessung wurden nur Potentiale akzeptiert, die eine Mindestamplitude von 200 μ V hatten und ein relativ spike-förmiges Aussehen. Die Zeiteichung (sweep-speed) betrug 1 msec/cm. Durch ein solches Potential wurde der Kathodenstrahl getriggert. Die Potentiale, etwa im Auffangradius der Elektrode befindlicher anderer Fasern derselben motorischen Einheit erschienen am Bildschirm in einem nahezu konstanten Abstand und konnten so als Doppel- bzw. Mehrfachpotentiale abgelesen und protokolliert werden. 20 verschiedene Elektrodenlagen wurden durch Verschieben oder mehrmaliges Einstechen erreicht. Aus diesen 20 Werten an jedem Arm wurde die Faserdichte errechnet. Aus den Dichtewerten aller 10 Versuchspersonen wurde dann der Medianwert für den rechten und linken musculus biceps brachii ermittelt. Zum statistischen Vergleich wurde der Zeichentest (sign-Test) angewandt.

3. Ergebnisse

Erste Untersuchungsreihe:

In Tabelle I sind Alter und Geschlecht der Versuchspersonen aufgeführt. Bei den 20 Versuchspersonen wurde zunächst der Bicepsumfang am herabhängenden Arm gemessen. Dabei war der Umfang in 11 Fällen rechts größer als links, in 9 Fällen rechts gleich links. Unter maximaler Anspannung bei Beugung des Biceps im Ellbogengelenk war der Umfang in 13 Fällen rechts größer als links, in 2 Fällen auf beiden Seiten gleich. Tabelle I zeigt die Meßwerte.

Bei den 20 Versuchspersonen wurden am rechten und linken Oberarm jeweils 20 verschiedene Motor-Unit-Potentiale des musculus biceps brachii vermessen. Es wurden die Dauer und die Amplitude der Potentiale bestimmt. Aus den 20 Werten für die Dauer bzw. Amplitude wurde für die einzelne Versuchsperson der Medianwert für rechts bzw. links bestimmt. Diese so erhaltenen 80 Medianwerte sind in den Tabellen II und III aufgeführt, ergänzt mit den jeweiligen Minimum- bzw. Maximumwerten. Die Abbildungen 2 und 3 zeigen die Histogramme der erhaltenen Werte.

Zum Vergleich der beiden Seiten wurde der Wilcoxon-Test für Paardifferenzen angewandt, jeweils für die Dauer und die Amplitude. Dabei wurden die Werte, die zu der Paardifferenz 0 führten, übergangen. Die Signifikanzwahrscheinlichkeit 2α war gleich bzw. kleiner als 0,05.

Es fanden sich folgende Ergebnisse:

1. Potentialdauer: Die Werte waren in 8 Fällen rechts größer als links, in 12 Fällen links größer als rechts. Ein statistisch signifikanter Unterschied in der Potentialdauer der beiden Seiten konnte nicht festgestellt werden.
2. Potentialamplitude: Hier waren die Werte in 6 Fällen rechts größer als links, in 11 Fällen links größer als rechts, in 3 Fällen rechts gleich links. Es fand sich ein signifikanter Unterschied der beiden Seiten. Auf der linken Seite waren die Amplituden größer als auf der rechten.

Geschlechtsspezifische Unterschiede fanden sich in dieser Untersuchung nicht. In den Tabellen IV und V und den Abbildungen 4 und 5 sind die Werte den Geschlechtern zugeordnet. Es fand sich keine Korrelation zwischen den Oberarmumfängen und den Größen der Parameter der Motor-Unit-Potentiale. In den Abbildungen 6 und 7 werden die Potentialgrößen mit dem Lebensalter in Beziehung gesetzt. Hierbei ergaben sich bei dem geringen Material ebenfalls keine Korrelationen.

Zweite Untersuchungsreihe:

Hierbei wurde bei 10 Versuchspersonen die Faserdichte des rechten und linken musculus biceps brachii bestimmt. Es zeigte sich, daß in 5 Fällen am linken Biceps eine höhere Dichte bestand, in 4 Fällen am rechten. In einem Fall waren die Dichteverhältnisse an beiden Muskeln gleich. Die Werte sind in Tabelle VI aufgeführt.

Nach Ermittlung der Medianwerte ergab sich, daß am linken Biceps eine mittlere Faserdichte von 1,23 bestand, am rechten von 1,18. Am linken musculus biceps brachii war beim Rechtshänder die Faserdichte etwas höher als am rechten Biceps. Statistisch war dieser Unterschied jedoch nicht signifikant.

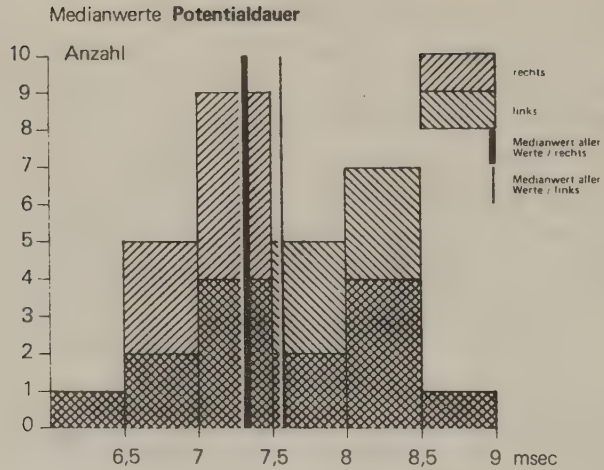


Abbildung 2: Histogramm der Medianwerte für die Dauer der Motor-Unit-Potentiale am rechten und linken musculus biceps brachii.

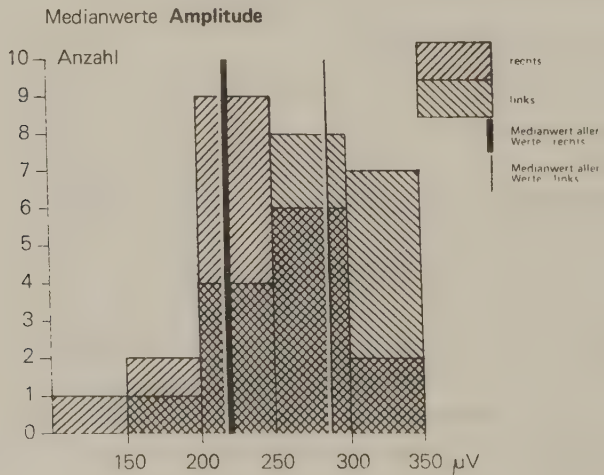
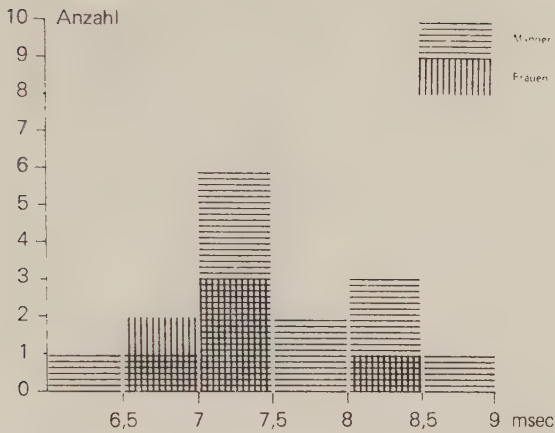


Abbildung 3: Histogramm der Medianwerte für die Amplitude der Motor-Unit-Potentiale am rechten und linken musculus biceps brachii.

Medianwerte **Dauer / rechts**



Medianwerte **Dauer / links**

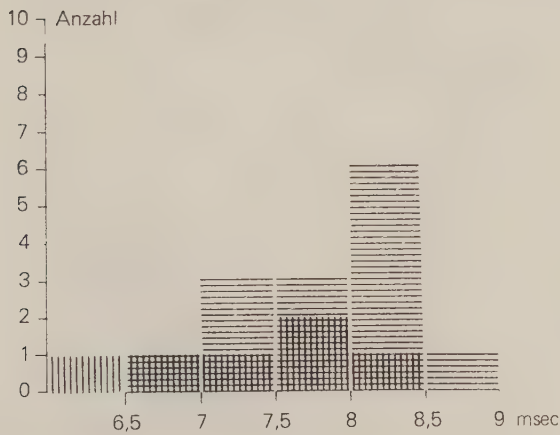


Abbildung 4: Histogramme der Medianwerte für die Potentialdauer des rechten und linken musculus biceps brachii nach Geschlechtern unterschieden.

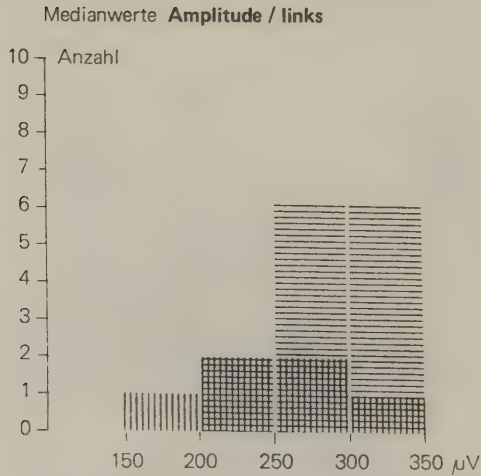
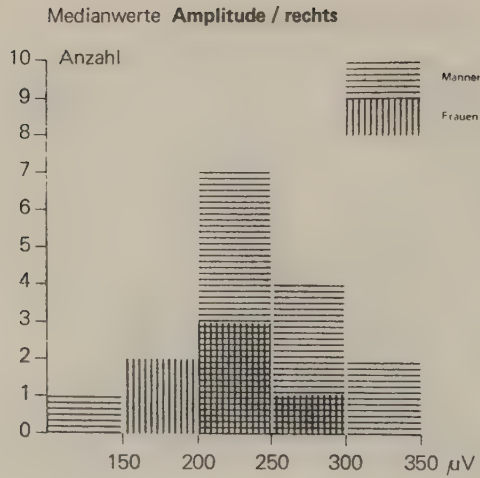


Abbildung 5: Histogramme der Medianwerte für die Potentialamplitude des rechten und linken musculus biceps brachii nach Geschlechtern unterschieden.

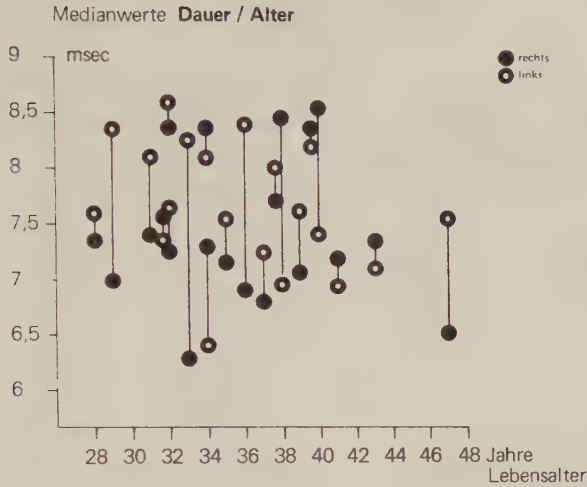


Abbildung 6: Zusammenstellung der Medianwerte der Potentialdauer am rechten und linken musculus biceps brachii bezogen auf das Lebensalter der Versuchspersonen.

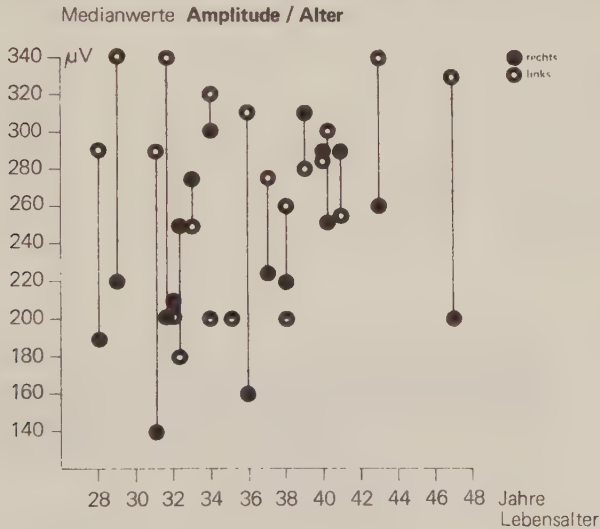


Abbildung 7: Zusammenstellung der Medianwerte der Potentialamplitude am rechten und linken musculus biceps brachii bezogen auf das Lebensalter der Versuchspersonen.

Vers.-Personen		Rechts		Links	
Alter	herabhäng.	max. Ansp.	herabhäng.	max. Ansp.	
Geschlecht					
1	39 M	32	33	30	32
2	34 W	24	25	22	23
3	38 M	29	31,5	28,5	31
4	32 M	30	35	30	32,5
5	38 W	29	30,5	28	30
6	36 W	27	29	27	28,5
7	41 M	31	33,5	30	32,5
8	29 M	29,5	34,5	29,5	33,5
9	28 W	23	24,5	23	24,5
10	31 M	33,5	34,5	28,5	34
11	33 M	30	33,5	30	33
12	34 M	27	31	26	30,5
13	40 M	31	34,5	31	33
14	32 W	23	25	23	24
15	35 M	25	28	24,5	27
16	32 M	29	32	28,5	31,5
17	40 M	28,5	32	28,5	29,5
18	47 M	30,5	35	30,5	30
19	37 W	26	28,5	25,5	27
20	43 M	32	33,5	31	33

Tabelle I: Alter und Geschlecht der Versuchspersonen der ersten Versuchsreihe (M = männlich, W = weiblich) sowie Oberarmumfänge in Zentimeter bei herabhängendem Arm und maximaler Anspannung des musculus biceps brachii.

Vers.-Person	Rechts			Links		
	Minimum	Maximum	Median	Minimum	Maximum	Median
1	5,8	8,7	7,05	5,6	10,8	7,6
2	5,0	13,0	7,3	3,7	8,5	6,4
3	5,6	9,1	7,7	5,8	12,5	8,0
4	5,8	10,6	7,55	5,3	12,2	7,35
5	5,7	12,8	8,45	3,6	17,8	6,95
6	4,5	10,1	6,9	5,3	12,1	8,4
7	4,8	9,6	7,2	4,8	17,5	6,95
8	4,4	11,1	7,0	6,2	10,5	8,35
9	5,9	9,4	7,35	5,9	14,2	7,5
10	4,9	10,8	7,4	5,9	10,0	8,1
11	5,2	10,2	6,3	5,6	18,1	8,25
12	6,8	14,6	8,35	6,0	12,8	8,1
13	5,1	16,9	8,35	5,4	12,7	8,2
14	4,8	9,1	7,25	4,7	9,4	7,65
15	3,3	9,6	7,15	4,3	10,2	7,55
16	4,7	14,9	8,35	4,2	12,4	8,6
17	6,6	10,1	8,55	4,9	16,1	7,4
18	4,8	11,4	6,5	5,0	13,3	7,55
19	5,2	9,8	6,8	3,6	9,2	7,25
20	4,9	10,5	7,35	4,5	8,9	7,1

Tabelle II: Zusammenfassung der Meßwerte der Dauer der Motor-Unit-Potentiale in Millisekunden am musculus biceps brachii.
Minimum-, Maximum- und Medianwert.

Vers.-Person	Rechts			Links		
	Minimum	Maximum	Median	Minimum	Maximum	Median
1	110	800	310	100	580	280
2	100	600	200	100	600	200
3	110	500	220	80	880	260
4	80	700	210	30	600	200
5	100	360	200	100	380	200
6	100	700	160	100	900	310
7	120	780	290	110	900	255
8	120	600	220	120	760	340
9	80	400	190	100	540	290
10	80	600	140	120	680	290
11	140	500	275	110	450	250
12	120	700	300	110	650	320
13	80	550	290	150	560	285
14	150	800	250	100	450	180
15	100	300	200	100	340	200
16	100	450	200	80	700	340
17	120	800	250	160	600	300
18	100	350	200	80	1000	330
19	120	400	225	150	800	275
20	160	460	260	120	800	340

Tabelle III: Zusammenfassung der Meßwerte der Amplitude der Motor-Unit-Potentiale in Mikrovolt am musculus biceps brachii.
Minimum-, Maximum- und Medianwert.

Vers.-Pers. Frauen			Vers.-Pers. Männer		
	msec	μV		msec	μV
2	7,3	200	1	7,05	310
5	8,45	200	3	7,7	220
6	6,9	160	4	7,55	210
9	7,35	190	7	7,2	290
14	7,25	250	8	7,0	220
19	6,8	225	10	7,4	140
			11	6,3	275
			12	8,35	300
			13	8,35	290
			15	7,15	200
			16	8,35	200
			17	8,55	250
			18	6,5	200
			20	7,35	260

Tabelle IV: Zusammenfassung der Medianwerte für die Dauer und Amplitude der Motor-Unit-Potentiale am rechten musculus biceps brachii nach Geschlecht geordnet.

Frauen			Männer		
Vers.-Pers.	msec	μ V	Vers.-Pers.	msec	μ V
2	6,4	200	1	7,6	280
5	6,95	200	3	8,0	260
6	8,4	310	4	7,35	200
9	7,5	290	7	6,95	255
14	7,65	180	8	8,35	340
19	7,25	275	10	8,1	290
			11	8,25	250
			12	8,1	320
			13	8,2	285
			15	7,55	200
			16	8,6	340
			17	7,4	300
			18	7,55	330
			20	7,1	340

Tabelle V: Zusammenfassung der Medianwerte für die Dauer und Amplitude der Motor-Unit-Potentiale am linken musculus biceps brachii nach Geschlecht geordnet.

	Rechts	Links
Vers.-Person		
1	1,0	1,15
2	1,15	1,15
3	1,15	1,4
4	1,25	1,8
5	1,45	1,25
6	1,15	1,2
7	1,3	1,1
8	1,2	1,1
9	1,15	1,3
10	1,3	1,25
Medianwert	1,18	1,23

Tabelle VI: Faserdichte für den rechten und linken
musculus biceps brachii.

4. Diskussion

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den durch die Händigkeit bedingten anatomischen und elektrophysiologischen Unterschieden der Biceps-Muskeln beider Oberarme. Dazu wurden die Oberarmumfänge, die Motor-Unit-Potentiale und die Faserdichte beider Muskeln gemessen.

Die Abmessung der Oberarmumfänge und Motor-Unit-Potentiale wurde an 14 männlichen und 6 weiblichen gesunden Personen im Alter zwischen 28 und 48 Jahren vorgenommen, die Bestimmung der Faserdichte an 7 männlichen und 3 weiblichen Personen im Alter zwischen 31 und 47 Jahren. Alle Versuchspersonen waren Rechtshänder. Eine Ausnahme bildete in der ersten Untersuchung Versuchsperson 18, die als beidhändig bezeichnet werden kann.

Die Oberarmumfänge waren bei kontrahiertem Biceps in 18 Fällen rechts größer als links, bei herabhängendem Arm war dieser Unterschied nicht so ausgeprägt, so daß anzunehmen ist, daß sich der rechte musculus biceps brachii beim Rechtshänder stärker verdicken bzw. verkürzen kann als der linke. Der Oberarmumfang kann jedoch nicht das einzige Kriterium sein für die Hypertrophie des Biceps-Muskels, da in diesen Parameter auch andere durch die Händigkeit bedingten Veränderungen wie Humerusumfang, Dicke des subkutanen Fettgewebes und Hypertrophie anderer Oberarmmuskeln (wie z.B. des musculus triceps) mit eingehen.

Die mittlere Amplitude des Motor-Unit-Potentials war am linken Biceps höher als am rechten. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant.

Die mittlere Potentialdauer zeigte zwar keinen signifikanten Unterschied, war jedoch in 12 Fällen links länger als rechts.

In der Untersuchung fand sich kein Unterschied der Potentialparameter zwischen den Geschlechtern, wobei hier allerdings das Material nicht zur statistischen Auswertung ausreicht. Ebenfalls zeigte sich kein Zusammenhang zwischen dem Oberarmumfang und den Parametern der Motor-Unit-Potentiale.

Die Faserdichte war am linken Arm mit 1,23 etwas höher als am rechten mit 1,18, der Unterschied war jedoch statistisch nicht signifikant.

In der Literatur finden sich nur wenige Arbeiten, die sich mit einem Rechts-Links-Vergleich der Oberarmmuskeln beschäftigen.

BARIN-BAUM (1963) hat an menschlichen Leichen Untersuchungen an den Biceps-Muskeln beider Körperseiten vorgenommen. Er fand keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen rechts und links, was die Faseranzahl, den Faser- und Muskelquerschnitt und das Muskelgewicht betraf. Der durchschnittliche Faserquerschnitt war jedoch rechts etwas höher als links.

KASSER und LEHR (1979) machten Frequenzanalysen des Elektromyogramms am Biceps bei einer isometrischen Belastung von 60% der maximalen Kontraktion. Sie gingen von der Annahme aus, daß das Verteilungsmuster der weißen und roten Fasern auf den beiden Seiten unterschiedlich sein könnte. Da die tonischen Motoneurone mit niedrigerer Frequenz feuern und in ihren Leitgeschwindigkeiten langsamer sind, könnte sich daher auch die mittlere Entladungsfrequenz der Motoneurone auf den beiden Körperseiten unterscheiden. Die Autoren haben jedoch keinen statistisch signifikanten Unterschied der mittleren Frequenz zwischen rechts und links gefunden.

OHKOSHI (1980 A und B) und OHKOSHI und KIKUCHI (1982) haben mehrere Arbeiten und Oberflächen-EMG-Untersuchungen des Biceps unter Ermüdungsbedingungen bei einer Kraftentwicklung von 5 kg veröffentlicht. Sie fanden bei einer Analyse der Potentiale einen Unterschied der beiden Seiten, den sie auf einen unterschiedlichen neurophysiologischen Mechanismus zurückführen. Sie verwenden dafür die Begriffe Kortikalisierung und Spinalisation, die jedoch nicht näher erläutert werden. Vermutlich beschreiben diese Begriffe, welchem Einfluß die Rekrutierung verschiedener Motoneurone unterliegt. Die Autoren ordnen dem Rechtshänder am rechten Biceps die Kortikalisierung, am linken Biceps die Spinalisation zu.

Im folgenden werden unsere Untersuchungsergebnisse der Vergleiche Potentialdauer, -amplitude und Faserdicke diskutiert.

Wir gehen davon aus, daß von den die Motor-Unit-POTENTIALDAUER bestimmenden Faktoren drei - nämlich Lebensalter, Muskeltemperatur und Faserlänge - in unserer Untersuchung konstant blieben, so daß hier der Einfluß der Faserdicke auf die Potentialdauer diskutiert werden muß.

HODGKIN (1954) und KATZ (1966) haben festgestellt, daß die Leitgeschwindigkeit des Aktionspotentials mit der Quadratwurzel des Faserdurchmessers wächst. In experimentellen Untersuchungen wurde dies von BUCHTHAL et al. (1955 A), HAKANSSON (1956) und STALBERG (1966) bestätigt. IOKU und JINNAI (1973) beschrieben, daß die weißen (dickeren) Muskelfasern im Vergleich zu den roten (dünneren) eine kürzere Potentialdauer haben.

Für uns galt die Hypothese, daß die Fasern am rechten Biceps beim Rechtshänder aufgrund der Mehrbelastung Zeichen der Hypertrophie aufweisen und somit dicker sein müßten. Die mittlere Potentialdauer müßte dann am rechten Biceps kürzer als am linken sein.

In der Mehrzahl unserer Fälle traf dies zu; statistisch handelte es sich jedoch nicht um einen signifikanten Unterschied der beiden Seiten. Dieses Ergebnis korreliert mit Untersuchungen von BARIN-BAUM (1963). Es bleibt daher zu fragen, ob die zu erwartenden Hypertrophieveränderungen der Muskelfasern mit unserer Untersuchungsmethode überhaupt erfaßt wurden.

Nach den Untersuchungen von EDSTRÖM und NYSTRÖM (1969) und JOHNSON (1973) wurde ohne Angabe der untersuchten Körperhälfte eine nahezu gleiche Verteilung von roten und weißen Fasern im Biceps-Muskel beschrieben.

In den Arbeiten über die Muskelhypertrophie wird darauf hingewiesen, daß die beobachteten Veränderungen der Muskelfasern erheblich abhängen von der Art und Dauer des vorangegangenen Trainings. Der rechte Biceps unterliegt beim Rechtshänder einer ständigen Mehrbelastung und wird für ganz spezifische Aufgaben genutzt. Die unter Trainingsbedingungen beschriebenen Veränderungen müssen also nicht unbedingt für den Biceps des Rechtshänders zutreffen. Vielleicht kann am ehesten die Mehrbelastung des rechten Biceps beim Rechtshänder der Mehrbelastung der Muskeln bei den Müttern körperbehinderter Kinder entsprechen, die von BROOKE und KAISER (1974) untersucht wurden. Die weißen Fasern dieser Mütter hatten einen größeren Querschnitt als die Fasern von Frauen einer Kontrollgruppe. Es könnte also auch für den rechten Biceps des Rechtshänders zutreffen, daß hier die weißen Fasern einer besonders deutlichen Zunahme der Faserdicke unterliegen. Außerdem könnte man auch vermuten, daß sich am rechten Biceps das Verteilungsmuster der roten und weißen Fasern zugunsten der weißen Fasern ändert. Untersuchungen liegen darüber nicht vor.

Unsere Untersuchungen wurden bei schwacher Supination vorgenommen. Nach der Rekrutierungsordnung von HENNEMAN und OLSON (1965) werden bei schwacher Willküraktivität zunächst die kleinen Motoneurone mit ihren dünneren roten Fasern

aktiviert, erst später werden bei zunehmender Krafterwicklung die großen Motoneurone mit ihren schnellen weißen Fasern rekrutiert. Trotz neuerer Untersuchungsergebnisse von PERSON (1974) und TER HAAR ROMENY et al. (1982) kann man weiter von der Gültigkeit dieser Rekrutierungsordnung ausgehen. Wir nehmen also an, daß wir die Muskelfasern der kleineren Motoneurone untersucht haben, die unter einem Training bzw. einer Mehrbelastung keine deutliche Zunahme ihres Faserquerschnitts aufweisen, wie es zum Beispiel von den weißen Muskelfasern der großen Motoneurone bekannt ist. Die mittlere Potentialdauer dürfte dann auch keinen deutlichen Unterschied zwischen den beiden Seiten aufweisen, wie dies in unserer Untersuchung auch der Fall ist. Unterschiede sind möglicherweise zu erwarten, wenn auch die weißen Fasern aktiviert sind und ihr elektrophysiologisches Verhalten miteinander verglichen werden kann.

Wir gehen davon aus, daß von den fünf Faktoren, die die AMPLITUDE der Motor-Unit-Potentiale beeinflussen, drei konstant blieben in unserer Untersuchung, nämlich der Eingangswiderstand der Elektrode, die Muskeltemperatur und das Lebensalter der Versuchsperson. So erhalten die restlichen beiden Faktoren, nämlich die Faserdicke und der Abstand der Elektrode von der aktivierten Faser für die Diskussion der Untersuchungsergebnisse Bedeutung.

Die Faserdicke kann nach den obigen Ausführungen über die Potentialdauer nicht zu dem von uns gefundenen Unterschied der Potentialamplituden auf beiden Seiten beitragen.

Die elektrische Leitfähigkeit des die Muskelfasern umgebenden Gewebes wird auf beiden Seiten als gleich angenommen.

Die Amplitude des Aktionspotentials wird entscheidend vom Abstand beeinflußt, den die ableitende Elektrode von der aktivierten Faser hat. Mit zunehmendem Abstand der Elektrode nimmt

die Amplitude ab. Dieser Abfall erfolgt nach einer Exponentialfunktion. Höhere Frequenzen werden dabei eher abgeschwächt als niedrigere. GATH und STALBERG (1975 und 1978) haben dies bei Untersuchungen mit der Multielektrode festgestellt. Die Ergebnisse sind auch auf die Verhältnisse bei Untersuchungen mit der konzentrischen Nadelelektrode übertragbar. Von BUCHTHAL et al. (1954 B) wurde angegeben, daß der Elektrodenabstand von der aktivierten Faser bei weitem die bedeutendste Determinante für die Potentialamplitude ist, bedeutender als die Anzahl der aktivierten Fasern.

Die von uns festgestellte höhere mittlere Amplitude am linken Biceps kann also durch einen geringeren Elektrodenabstand hervorgerufen werden. Wir haben uns in der Untersuchung bemüht, die Elektrode so nahe wie möglich an die aktivierten Fasern heranzuführen. Der tatsächliche Abstand der Elektrode von der Faser ist jedoch nicht bekannt. Da wir annehmen, daß die Untersuchungstechnik auf beiden Seiten gleich war, sind andere Faktoren zu suchen, die zu einem verringerten Abstand der Elektrode von der aktivierten Faser am linken Biceps beitragen können.

Bei einer höheren Faserdichte wird sich die Elektrode im Durchschnitt näher an den aktivierten Fasern der motorischen Einheit befinden als bei einer geringeren Faserdichte. Die Aktionspotentiale dieser - in der Nähe der Elektrode sich befindenden - Fasern summieren sich auf.

Wir haben daher in einer zweiten Untersuchung die Faserdichteverhältnisse an den beiden Bicepsmuskeln bei 10 Versuchspersonen mit einer Einzelfaserelektrode bestimmt. Am linken musculus biceps brachii war die Faserdichte etwas höher als rechts, jedoch statistisch nicht signifikant unterschiedlich.

STALBERG et al. (1976) haben am musculus biceps brachii bei Personen im Alter von 19 bis 70 Jahren eine Faserdichte von 1,3 festgestellt. Da mit zunehmendem Alter die Faserdichte deutlich zunimmt, ist es erklärbar, weshalb unser Ergebnis von Untersuchungen an Personen im Alter von 31 bis 47 Jahren mit einer Faserdichte von 1,23 respektive 1,18 niedriger liegt.

Bei der höheren Faserdichte am linken Biceps ist die Wahrscheinlichkeit größer, daß mehrere Fasern einer aktivierten motorischen Einheit im Auffangradius der konzentrischen Nadelelektrode liegen bzw. näher an der Elektrode liegen. Der durchschnittliche Abstand zweier Fasern einer motorischen Einheit beträgt nach STALBERG (1974) 100 bis 200 μ . Allgemein wird heute angenommen, daß die Fasern gleichförmig im Motor-Unit-Territory verteilt sind, wie dies in einer neuen Arbeit von GATH und STALBERG (1982) bestätigt wurde. Wenn also eine oder mehrere Fasern einer motorischen Einheit durch nur leichte Zunahme der Faserdichte näher an der ableitenden Elektrode liegen als bei geringer Dichte, wird der Faktor Faser-Elektrodenabstand die Ableitung der Amplitude des Motor-Unit-Potentials dahingehend beeinflussen, daß die Amplitude zunimmt.

Es bleibt zu fragen, wodurch die höhere Faserdichte am linken Biceps zustande kommt. Der durchschnittliche Querschnitt aller Fasern könnte am linken Biceps geringer sein. Dies entspricht den Ergebnissen von BARIN-BAUM (1963), der am linken Biceps einen kleineren Faserquerschnitt feststellte, der statistisch jedoch nicht signifikant unterschiedlich war.

Es besteht auch die Möglichkeit, daß durch eine isolierte Hypertrophie der von uns vermutlich nicht erfaßten weißen, dickeren Fasern am rechten Biceps eine geringere Faserdichte der von uns erfaßten roten Fasern besteht als am linken Biceps.

Außerdem könnte es Unterschiede in der Größe des interstitiellen Raums zwischen den Fasern geben. Da der rechte Biceps sich

offenbar stärker verdicken bzw. verkürzen kann als der linke, benötigen die Muskelfasern dazu auch mehr Raum zur Verdickung.

Einige der von uns am linken musculus biceps brachii abgeleiteten Motor-Unit-Potentiale zeigten im Vergleich extrem höhere Amplituden und längere Dauer, wie sie bei Reinnervationspotentialen beschrieben werden. Es ist fraglich, ob an der linken Seite der Halswirbelsäule häufiger degenerative Veränderungen auftreten, die zu Nervenschädigungen führen, als an der rechten Seite. In der Literatur finden sich keine Arbeiten, die dieser Frage nachgegangen sind.

Unsere Arbeit läßt die Fragen offen, welche mittleren Querschnitte die roten und weißen Fasern am rechten und linken Biceps haben, und ob es Unterschiede im Verteilungsmuster der Fasern an beiden Seiten möglicherweise gibt.

Aufgrund unseres Ergebnisses, daß nämlich die mittlere Amplitude der Motor-Unit-Potentiale am linken musculus biceps brachii vermutlich wegen einer dort bestehenden höheren Faserdichte größer ist, sind bei der Festlegung von sogenannten Normalwerten der Motor-Unit-Potential-Parameter die Faserdichte und deren Einfluß auf die Amplitude zu berücksichtigen.

5. Zusammenfassung

An 20 gesunden Rechtshändern im Alter von 28 bis 47 Jahren wurden bei schwacher Willküraktivität Motor-Unit-Potentiale des rechten und linken musculus biceps brachii mit einer konzentrischen Nadelelektrode abgeleitet, gemessen und miteinander verglichen. Die mittlere Potentialdauer zeigte zwischen den beiden Seiten keinen statistisch signifikanten Unterschied, war jedoch in 12 Fällen links länger als rechts. Die mittlere Potentialamplitude war auf der linken Seite statistisch signifikant höher.

Es wird in der Arbeit darauf hingewiesen, daß bei schwacher Willküraktivität nur die kleinen Motoneurone mit dünnen Muskelfasern aktiviert sind und diese Fasern in ihrem Querschnitt vermutlich keine deutlichen Unterschiede zwischen rechts und links aufweisen, da sie sich unter Trainings- und Hypertrophiebedingungen kaum verändern.

Als Ursache der höheren mittleren Amplitude der Potentiale am linken musculus biceps brachii wird dort eine höhere Faserdichte angenommen, die dazu führt, daß der mittlere Abstand der Elektrode von den aktivierten Fasern am linken Biceps kürzer ist. In einer zweiten Untersuchung an 10 gesunden Rechtshändern im Alter von 31 bis 47 Jahren über die Faserdichte der Bicepsmuskeln beider Seiten zeigte sich links gegenüber rechts eine geringfügig höhere Faserdichte.

Da in der klinischen Beurteilung von Motor-Unit-Potentialen im wesentlichen die Potentialdauer von Bedeutung ist, ergeben sich aus unseren Untersuchungsergebnissen keine Konsequenzen für die Praxis.

Literatur

- BARIN-BAUM, D.: Über die Faseranzahl im m. biceps brachii des Menschen unter Berücksichtigung des Körperbautyps. Acta anatom. 55, 224-254 (1963)
- BARNARD, J., EDGERTON, R., PETER, J.B.: Effect of exercise on skeletal muscle. J. appl. Physiol. 28, 762-770 (1970)
- BROOKE, M., ENGEL, K.: The histographic analysis of human muscle biopsies with regard to fiber types. Neurology 19, 221-233 (1969)
- BROOKE, M., KAISER, K.: The use and abuse of muscle histochemistry. Ann. N.Y. Ac. Sci. 228, 121-144 (1974)
- BUCHTHAL, F.: Einführung in die Elektromyographie. München (1958)
- BUCHTHAL, F.: The general concept of the motor unit. Res. Publ. Assoc. Res. Nerv. Ment. Dis. 38, 3-30 (1961)
- BUCHTHAL, F., ERMINIO, F., ROSENFALCK, P.: Motor unit territory in different human muscles. Physiol. Scand. 45, 72-87 (1959)
- BUCHTHAL, F., GULD, C., ROSENFALCK, P.: Propagation velocity in electrically activated muscle fibers in man. A. physiol. Scand. 34, 75-89 (1955 a)
- BUCHTHAL, F., GULD, C., ROSENFALCK, P.: Innervation zone and propagation velocity in human muscle. A. physiol. Scand. 35, 174-190 (1955 b)
- BUCHTHAL, F., GULD, C., ROSENFALCK, P.: Action potential parameters in normal human muscle and their dependance on physical variables. A. physiol. Scand., 200-218 (1954 a)
- BUCHTHAL, F., GULD, C., ROSENFALCK, P.: Volume conduction of the spike of the motor unit potential investigated with a new type of multielectrode. A. physiol. Scand. 38, 331-354 (1957)

- BUCHTHAL, F., PINELLI, P., ROSENFALCK, P.: Action potential parameters in normal human muscle and their physiological determinants. *A. physiol. Scand.* 32, 220-229 (1954 b)
- BUCHTHAL, F., SCHMALBRUCH, H.: Spectrum of contraction times of different fibre bundles in the brachial biceps and triceps muscles of man. *Nature* 22, 89 (1969)
- BUCHTHAL, F., SCHMALBRUCH, H.: Motor unit of mammalian muscle. *Physiol. Reviews* 60, 90-142 (1980)
- BULLER, A.J., ECCLES, J.C., ECCLES, R.M.: Differentiation of fast and slow muscles in the cat hind limb. *J. Physiol.* 150, 399-416 (1960 a)
- BULLER, A.J., ECCLES, J.C., ECCLES, R.M.: Interactions between motoneurons and muscles in respect of the characteristic speeds of their response. *J. Physiol.* 150, 417-439 (1960 b)
- BURKE, R.E., LEVINE, D.N., TSAIRIS, P., ZAJAC, F.E.: Physiological types and profiles in motor unit of the cat gastrocnemius. *J. Physiol.* 234, 723-748 (1973 a)
- BURKE, R.E., TSAIRIS, P., LEVINE, D.N., ZAJAC, F.E., ENGEL, W.K.: Direct correlation of physiological and histochemical characteristics in motor units of cat triceps surae muscle. In: *New Developments in EMG and Clin. Neurophysiol.* ed. by Desmedt, Basel, 23-30 (1973 b)
- CAMPBELL, M.J., Mc COMAS, A.J., PETITO, F.: Physiological changes in ageing muscles. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* 36, 174-182 (1973)
- CLOSE, R.: Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *J. Physiol.* 173, 74-95 (1964)
- DENNY-BROWN, D.: The histological features of striped muscles in relation to its functional activity. *Proc. roy. Soc. B.*, 104 (1929)

- DOMINICUS, R.D.: Über die Altersabhängigkeit der Muskelaktionspotentialdauer im normalen EMG. Z. EEG - EMG 8, 162-164 (1977)
- EDSTRÖM, L., EKBLOM, B.: Differences in sizes of red and white muscle fibers in vastus lat. of m. quadric. fem. of normal individuals and athletes. Scand. J. Lab. Invest. 5, 175-181 (1972)
- EDSTRÖM, L., NYSTRÖM, B.: Histochemical types and sizes of fibers in normal human muscles. A. neurol. Scand. 45, 257-269 (1969)
- EKSTEDT, J.: Human single muscle fiber action potentials. A. phys. Scand. 61, suppl. 226 (1964)
- EKSTEDT, J., STALBERG, E.: SFEMG for the study of the microphysiology of the human muscle. In: New Developments in EMG and Clin. Neurophys. ed. by Desmedt, Basel, 89-112 (1973)
- ERBSLÖH, J., ZIEGLER, W.J.: Morphometry: Importance and reliability with relation to clinical aspects of neuromuscular diseases. In: Studies on neuromuscular diseases. Proc. int. Sympos. Giessen 1973, ed. by Kunze und Desmedt, Basel, 1-14 (1975)
- FEINSTEIN, B., LINDEGARD, B., NYMAN, E., WOHLFAHRT, G.: Morphologic studies of motor unit in normal human muscles. A. anat. 23, 127-142 (1955)
- FENICHEL, G.M.: A histochemical study of developing human skeletal muscle. Neurology 16, 741-745 (1966)
- FREUND, H.J., BÜDINGEN, H.J., DIETZ, V.: Activity of single motor unit from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. J. Neurophysiol. 38, 933-945 (1975)

- FUGLSANG-FREDERIKSEN, A., MANSSON, A.: Analysis of electrical activity of normal muscle in man at different degrees of voluntary effort. *J. appl. Physiol.* 38, 683-694 (1975)
- GATEV, V., STAMATOVA, L., ANGELOVA, B.: Contraction time in skeletal muscles of normal children. *Electromyogr. Clin. Neurophys.* 17, 441-452 (1977)
- GATH, I., STALBERG, E.: On the volume conduction in human skeletal muscle: in situ measurements. *Electroenceph. Clin. Neurophys.* 43, 106-110 (1977)
- GATH, I., STALBERG, E.: The calculated radial decline of the extracellular action potential compared with in situ measurements in the human biceps brachii. *Electroenceph. Clin. Neurophys.* 44, 547-552 (1978)
- GATH, I., STALBERG, E.: On the measurement of fibre density in human muscles. *Electroenceph. Clin. Neurophys.* 54, 699-706 (1982)
- GOLDSPINK, G.: Biochemical and physiological changes associated with the postnatal development of the biceps brachii. *Comp. Biochem. Physiol.* 7, 157-168 (1962)
- GOLLNICK, P.D., ARMSTRONG, R.B., SAUBERT, C.W., PIEHL, K., SALTIN, B.: Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *J. appl. Physiol.* 33, 312-319 (1972)
- GOLLNICK, P.D., ARMSTRONG, R.B., SALTIN, B., SAUBERT, C.W., SEMBROWICH, W.L., SHEPHERD, R.E.: Effects of training on enzyme activity and fiber disposition of human skeletal muscle. *J. appl. Physiol.*, 107-111 (1973)
- GONYEA, W.: Role of exercise in inducing increases in skeletal muscle fiber number. *J. appl. Physiol.* 48, 421-426 (1980)

- GONYEA, W., ERICSON, G.C., BONDE-PETERSEN, F.: Skeletal muscle fiber splitting induced by weight-lifting exercise in cats. *A. phys. Scand.* 99, 105-109 (1977)
- GUTH, L., YELLIN, H.: The dynamic nature of the so-called fiber-types of mammalian skeletal muscle. *Exper. Neurology* 31, 277-300 (1971)
- GYDIKOV, A., KOSAROV, D.: Some features of different motor units in human biceps brachii. *Pflügers Arch.* 347, 75-88 (1974)
- GYDIKOV, A., GERILOVSKY, L., KOSTOV, K., GATEV, P.: Influence of some features of the muscle structure on the potentials of motor units, recorded by means of different types of needle electrode. *Electromyogr. Clin. Neurophys.* 20, 299-321 (1980)
- HAKANSSON, C.H.: Conduction velocity and amplitude of the action potential as related to circumference in the isolated frog muscle. *A. phys. Scand.* 37, 14-34 (1956)
- HAYWARD, M.: Automatic analysis of the EMG in healthy subjects of different ages. *J. Neurol. Sc.* 33, 397-413 (1977)
- HAYWARD, M., WILLISON, G.: The recognition of myogenic and neurogenic lesions by quantitative EMG. In: *New Developments on EMG and Clinical Neurophysiol.*, Vol. 2, ed. by J.E. Desmedt, Basel, 448-453 (1973)
- HEDBERG, G., JANSSON, E.: Skelettmuskelfiberkomposition kapacitet och intresse för olika fysiska aktiviteter bland elever in gymnasieskolan. *Pedagogiska rapporter*, Umeå (1976)
- HENNEMAN, E., OLSON, C.: Relation between structure and function in the design of skeletal muscle. *J. Neurophysiol.*, 581-598 (1965)

- HENRIKSSON, J., REITMAN, J.: Quantitative measures of enzyme activities in type I and type II muscle fibres of man after training. *A. phys. Scand.* 97, 392-397 (1976)
- HODGKIN, A.L.: A note on conduction velocity. *J. Physiol.* 125, 221-224 (1954)
- HOPF, H.C., HERBORT, R.L., GNASS, M., GÜNTHER, H., LOWITZSCH, K.: Fast and slow contraction times associated with fast and slow spike conduction of skeletal muscle fibers in normal subjects and in spastic hemiparesis. *Z. Neurol.* 206, 193-202 (1974)
- HOUSTON, M.E., BENTZEN, H., LARSEN, H.: Interrelationships between skeletal muscle adaptations and performance as studied by detraining and retraining. *A. phys. Scand.* 105, 163-170 (1979)
- IOKU, M., JINNAI, D.: Fast and slow motor unit activities in EMG. In: *New Developments in EMG and Clin. Neurophys.*, Vol. 1, 86-88, ed. by Desmedt, Basel (1973)
- JOHNSON, M.A., POLGAR, J., WEIGHTMAN, D.: Data on the distribution of fiber types in 36 muscles. An autopsy study. *Sc.* 18, 111-129 (1973)
- KASSER, R.J., LEHR, R.P.: Electromyographic frequency response of the biceps brachii in an isometric contraction to fatigue. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 29, 175-181 (1979)
- KATZ, B.: *Nerve, muscle and synapse.* New York (1966)
- KOMI, P.V., KARLSSON, J.: Skeletal muscle fibre types, enzyme activities and physical performance in young males and females. *A. physiol. Scand.* 103, 210-218 (1978)

- KOMI, P.V., VIITASALO, J.H.T., HAVU, M., THORSTENSSON, A., SJÖDIN, B., KARLSSON, A.: Skeletal muscle fibres and muscle enzyme activities in monozygous and dizygous twins of both sexes. *A. phys. Scand.* 100, 385-392 (1977)
- KOSAROV, D., GYDIKOV, A.: The influence of the volume conduction on the shape of the action potentials recorded by various types of needle electrodes in normal human muscle. *Electromyogr. Clin. Neurophys.* 15, 319-335 (1975)
- KRNJEVIC, K., MILEDI, R.: Motor units in the rat diaphragm. *J. Physiol.* 140, 427-439 (1958)
- KUGELBERG, E., PETERSEN, J.: Insertion activity in electromyography. *J. Neur. Neurosurg. Psych.* 12, 268 (1948)
- LARSSON, L.: Morphological and functional characteristics of the ageing muscle in man. *A. phys. Scand.*, suppl. 47 (1978)
- LUDWIG, W.: *Das Rechts-Links-Problem im Tierreich und beim Menschen.* Berlin (1932, reprinted 1970)
- Mc COMAS, A.J., THOMAS, H.C.: Fast and slow twitch in man. *J. Neurol. Sc.* 7, 301-307 (1968)
- Mc COMAS, A.J., FAWCETT, R.W., CAMPBELL, M.J., SICA, R.E.P.: Electrophysiological estimation of the number of motor units within a human muscle. *J. Neurolog. Neurosurg. Psychiatr.* 34, 121-131 (1971)
- Mc PHEDRAN, A.M., WUERKER, R.B., HENNEMAN, E.: Properties of motor units in a homogenous red muscle (soleus) of the cat. *J. Neurophys.* 28, 71-84 (1965)
- MILLER-LARSSON, A.: A model of spatial distribution of muscle fibres of a motor unit in normal human limb muscles. *Electromyogr. Clin. Neurophys.* 20, 281-298 (1980)

- MILNER-BROWN, H.S., STEIN, R.B., YEMM, R.: The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol.* 230, 359-370 (1973)
- MOORE, M.J., REBEIZ, J.J., HOLDEN, M., ADAMS, R.D.: Biometric analyses of normal skeletal muscle. *A. neuropath.* 19, 51-69 (1971)
- MONSTER, A.W., CHAN, H.C., O'CONNOR, D.: Activity patterns of human skeletal muscles: Relation to muscle fiber type composition. *Science* 200, 314-317 (1978)
- MORPURGO, B.: Über Aktivitätshypertrophie der willkürlichen Muskulatur. *Virchows Arch. path. Anat.* 150 (1897)
- NACHMIAS, V.T., PADYKULA, H.A.: A histochemical study of normal and denervated red and white muscles of the rat. *J. Bio-phys. Biochem. Cytol.* 4, 47-54 (1958)
- NISHIZONO, H., SAITO, Y., MIYASHITA, M.: The estimation of conduction velocity in human skeletal muscle in situ with surface electrodes. *Electroenc. Clin. Neurophys.* 46, 659-664 (1979)
- NYGAARD, E., NIELSEN, H., SALTIN, B.: Numbers of muscle fibers in human muscle determined in vivo. *A. physiol. Scand.*, suppl. 473, 37 (1979)
- OHKOSHI, K.: dT - dL analysis of surface electromyogram during muscle fatigue 6. dT - N histogram (right and left hand). *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 20, 423-442 (1980)
- OHKOSHI, K., KIKUCHI, Y.: dT - dL analysis of the difference of surface electromyogram pattern between right and left hand in m. biceps brachii of left-handed person. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 22, 117-124 (1982)
- OLSON, C., CARPENTER, D., HENNEMAN, E.: Orderly recruitment of muscle action potentials. *Arch. Neur.* 19, 591-597 (1968)

- PERSON, R.S.: Thythmic activity of a group of human motoneurons during voluntary contraction of a muscle. Electroenceph. Clin. Neurophys. 36, 585-595 (1974)
- PETERSEN, I., KUGELBERG, E.: Duration and form of action potential in the normal human muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psych. 12, 124-128 (1948)
- RANVIER, L.: Propriétés et structures différentes des muscles rouges et des muscles blancs chez les lapins et chez les raies. C.R. Acad. Sci. 77 (1873)
- ROMANUL, F.C.A., van der MEULEN, J.P.: Slow and fast muscles after cross innervation. Arch. Neurol. 17, 387-402 (1967)
- ROSENFALCK, P.: Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres. A. phys. Scand., suppl. 321, (1969)
- SACCO, G., BUCHTHAL, F., ROSENFALCK, P.: Motor unit potentials at different ages. Arch. Neurol. 6, 366-373 (1962)
- SALMONS, S., SRETER, F.A.: Significance of impulse activity in the transformation of skeletal muscle type. Nature 263, 30-34 (1976)
- SALTIN, B., HENRIKSSON, J., NYGAARD, E., ANDERSEN, P.: Fiber types and metabolic potentials of skeletal muscles in sedentary man and endurance runners. Ann. N.Y. Acad. Sc. 301, 3-29 (1977)
- SALTIN, B., NAZAR, K., COSTILL, D.L., STEIN, E., JANSSON, E., ESSEN, B., GOLLNICK, P.D.: The nature of the training response; peripheral and central adaptations to one-legged exercise. A. phys. Scand. 96, 289-305 (1976)
- SCHMALBRUCH, H., KAMIENIECKA, Z.: Fiber types in the human brachial biceps muscle. Exper. Neurol. 44, 313-328 (1974)

- SHERRINGTON, C.S.: Some functional problems attaching to convergence. Proc. roy. Soc. B. 105, 332-362 (1929)
- SICA, R.E.P., Mc COMAS, A.J.: Fast and slow twitch units in a human muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psych. 34, 113-120 (1971)
- SISSONS, H.A.: Anatomy of the motor unit. In: Disorders of voluntary muscle. 1-16, ed. by J. Walton, Boston (1969)
- STALBERG, E.: Propagation velocity in human muscle fibers in situ. A. phys. Scand., suppl. 287 (1966)
- STALBERG, E.: Single fiber EMG. DISA Information Department (1974)
- STALBERG, E., EKSTEDT, J.: SFEMG and microphysiology of the motor unit in normal and diseased human muscle. In: New Developments in EMG and Neurophysiology, Vol. 113-129, ed. by Desmedt, Basel (1973)
- STALBERG, E., FAWCETT, P.: Macro EMG in healthy subjects of different ages. J. Neurol. Neurosurg. Psych. 45, 870-878 (1982)
- STALBERG, E., GATH, L.: Measurements of the innervation ratio in the human brachial biceps. Electroenc. Clin. Neurophys. 43, 597 (1977)
- STALBERG, E., SCHWARTZ, M.S., THIELE, B., SCHILLER, H.H.: The normal motor unit in man. J. Neurol. Sciences 27, 291-301 (1976)
- STALBERG, E., THIELE, B.: Motor unit fibre density in the extensor digitorum communis muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psych. 38, 874-880 (1975)
- SUCHENWIRTH, R., BUNDSCHU, H.D.: Enzymhistologische Befunde an der Skelettmuskulatur des Menschen. Klin. Wochenschr. 18, 1096-1101 (1970)

- TER HAAR ROMENY, B.M., DENIER van der GROON, J.J., GIELEN, C. C.A.M.: Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. *Exper. Neurol.* 78, 360-368 (1982)
- THIELE, B., BÖHLE, A.: Anzahl der spike-Komponenten im Motor-Unit-Potential. *Z. EEG, EMG*, Vol. 6, 210-211 (1975)
- TORRE, M.: Nombre et dimensions des unités motrices dans les muscles extrinsèques de l'oeil, et en général dans les muscles squelettiques reliés à des organes de sens. *Schweiz. Arch. Neurol. Psych.* 72, 362-376 (1953)
- VISSER, S.L., De RIJKE, W.: Comparison of the EMG in normal test subjects, hemiparetic patients and Parkinson patients; with special reference to changes in response to fatigue. *Europ. Neurol.* 11, 97-107 (1974)
- WAGNER, A., KOPEC, J. SZMIDT-SALKOWSKA, E.: Normal values obtained by automated system in analysis of electromyogramm. *Electromyogr. Clin. Neurophys.* 19, 343-352 (1979)
- WALSH, J.V., BURKE, R.E., RYMER, W.Z., TSAIRIS, P.: Effect of compensatory hypertrophy studies in individual motor units in medial gastrocnemius of the cat. *J. Neurophys.* 41, 496-508 (1978)
- WARMOLTS, J.R., ENGEL, W.K.: Correlation of motor unit behaviour with histochemical myofiber type in humans by open-biopsy electromyography. In: *New Developments in EMG and Clin. Neurophys.*, Vol. 1, 35-40, ed. by Desmedt, Basel (1973)
- WUERKER, R., Mc PHEDRAN, A., HENNEMAN, E.: Properties of motor units in a heterogenous pale muscle (m. gastrocnemius) of the cat. *J. Neurophys.* 28, 85-99 (1965)

Danksagung

Ganz besonderer Dank gebührt Frau Dr. Barbara Thiele für die freundliche Überlassung dieser Arbeit, die Einführung in die Untersuchungstechnik sowie ihre vielseitigen und kritischen Beiträge beim Abfassen der Arbeit.

Außerdem möchte ich den Kollegen und Kolleginnen danken, die ihre Bicipsmuskeln für die nicht ganz schmerzlose Untersuchung zur Verfügung stellten.

L e b e n s l a u f

Am 20.4.1945 wurde ich als Sohn des Diplom-Bergingenieurs Herbert Lempe und seiner Ehefrau Johanna Lempe, geborene Schlesier, in Karlsbad geboren. Ich besuchte ab September 1951 die Grundschule in Stollberg im Erzgebirge, von 1958 bis 1961 das Arndt-Gymnasium zu Berlin-Dahlem und von 1961 bis 1966 das Kreisgymnasium Grevenbroich (Niederrhein), an dem ich im März 1966 die Reifeprüfung ablegte.

Im Sommersemester 1966 begann ich mit dem Studium der Humanmedizin an der Westfälischen Wilhelms-Universität zu Münster in Westfalen. Dort bestand ich 1968 die ärztliche Vorprüfung. Im Sommersemester 1969 war ich an der Universität Wien immatrikuliert. Mein Studium schloß ich am 3.3.1972 an der Freien Universität Berlin ab. Nach Abschluß meiner Medizinalassistentenzeit erhielt ich am 28.8.1973 die ärztliche Approbation.

Vom September 1973 bis zum November 1975 arbeitete ich als Assistent in der Inneren Abteilung des Städtischen Auguste-Viktoria-Krankenhauses zu Berlin-Schöneberg. Am 16.11.1975 begann ich meine Facharztausbildung zu dem Arzt für Neurologie und Psychiatrie an der Nervenlinik Spandau. Diese Ausbildung habe ich am 31.3.1982 dort abgeschlossen. Seitdem bin ich als wissenschaftlicher Mitarbeiter bei der Abteilung für Sozialpsychiatrie der Freien Universität Berlin beschäftigt.

